



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - TL 141584

ANALISIS PENGARUH VARIASI WAKTU DEPOSISI PADA LAPISAN TIPIS KITOSAN/AgNPs DI PERMUKAAN SS 316L TERHADAP MORFOLOGI, SIFAT MEKANIK, DAN *ANTIMICROBIAL* DENGAN METODE *ELECTROPHORETIC DEPOSITION*

HADI UTOMO

NRP 02511440000108

Dosen Pembimbing

Dr. Agung Purniawan, S.T, M.Eng.

Vania Mitha Pratiwi, S.T, M.T.

Departemen Teknik Material

Fakultas Teknologi Industri

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2018



TUGAS AKHIR - TL 141584

**ANALISIS PENGARUH VARIASI WAKTU
DEPOSISI PADA LAPISAN TIPIS
KITOSAN/AgNPs DI PERMUKAAN SS 316L
TERHADAP MORFOLOGI, SIFAT MEKANIK,
DAN *ANTIMICROBIAL* DENGAN METODE
*ELECTROPHORETIC DEPOSITION***

HADI UTOMO
NRP. 02511440000108

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Agung Purniawan, S.T, M.Eng.
Vania Mitha Pratiwi, S.T, M.T.

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018

(halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT - TL 141584

**THE ANALYSIS OF DEPOSITION TIME
VARIATION EFFECT IN THIN FILM
CHITOSAN/AgNPs ON THE SURFACE OF SS
316L TO MORPHOLOGY, MECHANICAL
PROPERTIES, AND ANTIMICROBIAL WITH
ELECTROPHORETIC DEPOSITION METHOD**

HADI UTOMO

NRP. 02511440000108

ADVISORS

Dr. Agung Purniawan, S.T, M.Eng.

Vania Mitha Pratiwi, S.T, M.T.

DEPARTMENT OF MATERIALS ENGINEERING

Faculty of Industrial Technology

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya 2018

(halaman ini sengaja dikosongkan)

**ANALISIS PENGARUH VARIASI WAKTU DEPOSISI
PADA LAPISAN TIPIS KITOSAN/AGNPS DI
PERMUKAAN SS 316L TERHADAP MORFOLOGI, SIFAT
MEKANIK, DAN ANTIMICROBIAL DENGAN METODE
ELECTROPHORETIC DEPOSITION**

TUGAS AKHIR

**Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada
Bidang Studi Material Inovatif
Program Studi S-1 Departemen Teknik Material
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

Oleh :

HADI UTOMO

NRP. 02511440000108

Disetujui Oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. (Pembimbing I)

Vania Mitha Pratiwi, S.T., M.T. (Pembimbing II)



(halaman ini sengaja dikosongkan)



**ANALISA PENGARUH VARIASI WAKTU DEPOSISI
PADA LAPISAN TIPIS KITOSAN/AgNPs DI
PERMUKAAN SS 316L TERHADAP MORFOLOGI, SIFAT
MEKANIK, DAN ANTIMICROBIAL DENGAN METODE
ELECTROPHORETIC DEPOSITION**

Nama Mahasiswa : Hadi Utomo
NRP : 02511440000108
Departemen : Departemen Teknik Material
Dosen Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng
Vania Mitha Pratiwi, S.T., M.T

Abstrak

Patah tulang merupakan kerusakan pada jaringan tubuh manusia yang dapat disebabkan oleh banyak hal. Salah satu metode yang digunakan adalah pemasangan pen (implantasi) pada bagian tulang yang patah untuk mengembalikan posisi patahan tulang ke posisi semula dan mempertahankan posisi itu selama masa penyembuhan patah tulang dengan menggunakan logam. Logam yang umum digunakan sebagai bone plat adalah (SS) 316L karena bersifat non toksik, ketahanan korosi dan propertis mekanik yang baik. Permasalahan yang timbul adalah implan dengan bahan SS 316L kurang mampu menghambat pertumbuhan bakteri pada permukaannya, sehingga tidak memiliki sifat antimicrobial. Salah satu usaha untuk meningkatkan sifat antimicrobial material implan adalah dengan melapisi permukaan logam dengan menggunakan biomaterial tertentu. Pada penelitian ini, perak dan kitosan dideposisikan pada permukaan SS 316L dengan metode Electrophoretic Deposition (EPD). Variasi proses waktu deposisi (5 menit, 10 menit, 15 menit, 20 menit) pada EPD dilakukan untuk menganalisis pengaruhnya terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimicrobial dari silver/chitosan thin film coating. Selanjutnya dilakukan karakterisasi dengan menggunakan SEM-EDX, XRD, AFM, Pull Off Test, dan Pengujian Antimicrobial



secara in vitro. Pada penelitian ini telah dibuktikan bahwa pengaruh variasi waktu proses deposisi Ag-Cs menyebabkan adanya perubahan komposisi pada lapisan Ag-Cs. Kandungan Ag paling banyak terdapat pada waktu deposisi 20 menit dengan 45,4343 %. Semakin banyak kandungan Ag pada lapisan tipis akan meningkatkan kemampuan antimicrobial dari lapisan tersebut. Serta meningkatkan sifat mekanik dari lapisan tipis

Kata kunci : antimicrobial, SS 316L, Ag, kitosan, electrophoretic deposition



**THE ANALYSIS OF DEPOSITION TIME VARIATION
EFFECT IN THIN FILM CHITOSAN/AgNPs ON THE
SURFACE OF SS 316L TO MORPHOLOGY,
MECHANICAL PROPERTIES, AND ANTIMICROBIAL
WITH ELECTROPHORETIC DEPOSITION METHOD**

Name	: Hadi Utomo
SRN	: 02511440000108
Major	: Material Engineering
Advisor	: Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng Vania Mitha Pratiwi, S.T., M.T

Abstract

Fractures are damages to human tissue that can be caused by many things. One of the methods used is the installation of a implant internal fixator (implantation) on the fractured part of the bone to restore the position of the bone fracture to its original position and retain it during the healing period of the fracture using metal. Metal that commonly used as bone plate is SS 316L because it is non toxic, has a good corrosion resistant and mechanical properties. The problem is that implants with SS 316L are less able to inhibit the growth of bacteria on its surface, so it does not have antimicrobial properties. One of the methods to improve the antimicrobial properties of implanted materials is by coating the surface of the metal using certain biomaterials. In this research, silver and chitosan were deposited on the surface of SS 316L by Electrophoretic Deposition (EPD) method. Variation of deposition time process (5 minutes, 10 minutes, 15 minutes, 20 minutes) in the EPD were performed to analyse the effect of the morphology, mechanical properties, and antimicrobial properties of silver/chitosan film coating. Characterization is then performed using SEM-EDX, XRD, AFM, Pull Off Test, and Antimicrobial Testing in vitro. This research has proven that the effect of time variation of Ag-Cs deposition process caused a change of composition in Ag-Cs layer. The highest Ag content is at 20



minutes deposition time with 45,4343%. The more Ag in the thin layer will increase the antimicrobial ability of the coating. As well as improve the mechanical properties of the thin layer.

Keywords: antimicrobial, SS 316L, Ag, chitosan, electrophoretic deposition.

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT yang telah memberikan rahmat, anugerah, serta karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir serta menyusun laporan tugas akhir dengan judul **“Analisis Pengaruh Variasi Waktu Deposisi pada Lapisan Tipis Kitosan/AgNPs di Permukaan SS 316L terhadap Morfologi, Sifat Mekanik, dan Antimicrobial dengan Metode Electrophoretic Deposition”**.

Sholawat serta salam tidak lupa penulis haturkan kepada Rasulullah SAW, keluarga serta para sahabatnya yang senantiasa turut berjuang di jalan Allah SWT. Selama melaksanakan dan menyelesaikan tugas akhir ini, penulis telah banyak mendapatkan bantuan dan dukungan dari berbagai pihak. Pada kesempatan ini, penulis ingin mengucapkan terima kasih pada:

1. Allah S.W.T atas rahmat dan karuniaNya
2. Keluarga penulis yang selalu mendukung penulis dalam penulisan tugas akhir ini.
3. Bapak Dr. Agung Purniawan, S.T, M.Eng , selaku dosen pembimbing I yang telah sabar dalam memberikan bimbingan dan arahan untuk menyelesaikan Tugas Akhir ini.
4. Ibu Vania Mitha Pratiwi, S.T., M.T, selaku dosen pembimbing II yang senantiasa memberikan bimbingan, arahan, dan nasihat.
5. Yohan, Alfreda, Halida, Heti, Reyhan, yang selalu mendukung dan menyemangati penulis.
6. Zaki dan Radit selaku teman seperjuangan dalam topik tugas akhir ini.
7. Keluarga MT16 yang penulis sayangi yang selalu memberi dukungan moral kepada penulis.
8. Seluruh pihak yang telah memberi dukungan dan motivasi yang tidak bisa disebutkan satu per satu oleh penulis.

Dalam penyusunan tugas akhir ini, penulis menyadari bahwa masih ada kekurangan. Penulis berharap pembaca dapat mengambil ilmu yang ada dan memberikan kritik dan/saran untuk perkembangan teknologi menjadi lebih baik.

Surabaya 2018

Penulis



DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK	vii
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan.....	3
1.5 Manfaat.....	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Material Antimicrobial	5
2.2 Perak Nitrat.....	6
2.3 Kitosan.....	7
2.4 Material pada Alat Medis	10
2.5 Penggunaan SS 316L pada Alat Medis	11
2.6 Lapisan Antimikroba.....	12
2.7 Elektrokimia	16
2.8 <i>Electrophoretic Deposition</i>	20
2.9 Metode Kirby Bauer (<i>Disk Diffusion Test</i>).....	23
2.10 <i>State of the Art</i>	26
BAB III METODOLOGI PERCOBAAN	29
3.1 Diagram Alir.....	29
3.2 Preparasi Sampel dan Larutan.....	30
3.3 Proses Deposisi.....	31
3.4 Karakterisasi	32
3.5 Rancangan Penelitian	38
BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN	41
4.1 Analisa Senyawa	41
4.2 Analisa Komposisi	44



4.3 Analisa Morfologi.....	49
4.4 Analisa Kekasaran	53
4.5 Analisa Antimikroba.....	55
4.6 Analisa Daya Lekat	58
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	61
5.1 Kesimpulan.....	61
5.2 Saran	61
DAFTAR PUSTAKA	xvix
LAMPIRAN	xxvii
BIODATA PENULIS	li



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Struktur kitosan.....	8
Gambar 2.2	Mekanisme kelasi kitosan pada ion logam	10
Gambar 2.3	Prinsip dasar lapisan antimicrobial: menolak mikroba dengan (a) <i>antifouling polymers</i> , (b) <i>charge</i> , (c) <i>ultrahydrophobic surface</i> ; membunuh mikroba dengan (d) melepaskan <i>biocides</i> dan (e) <i>antimicrobial polymers</i>	13
Gambar 2.4	Mekanisme antibakteri dari logam. (a) Logam menyebabkan disfungsi protein, (b) menginisiasi produksi <i>reactive oxygen species</i> (ROS) dan penipisan antioksidan, (c) merusak fungsi membrane, (d) mengganggu serapan nutrisi, serta (e) bersifat <i>genotoxic</i> (agen racun yang merusak molekul DNA pada gen)	14
Gambar 2.5	Proses dasar sel volta	17
Gambar 2.6	Proses dasar sel elektrolisis.....	18
Gambar 2.7	Skema elektroforesis dan migrasi pengendapan partikel-partikel pada suspensi dalam pengaruh medan listrik.....	21
Gambar 2.8	Hubungan antara ketebalan deposit dan waktu deposisi lapisan ZnO pada elektroda tembaga dengan tegangan yang berbeda.	23
Gambar 2.9	Hasil pengujian antimicrobial lapisan tipis Ag-TiO ₂ pada sampel : (a) 30 menit, (b) 40 menit, (c) 50 menit, (d) 60 menit, (e) substrat SS316L	25
Gambar 3.1	Diagram alir penelitian.....	30
Gambar 3.2	Mesin uji SEM-EDX.....	32
Gambar 3.3	Mesin uji XRD	33
Gambar 3.4	Mesin Pengujian FTIR.....	34
Gambar 3.5	Pengujian <i>antimicrobial</i> dengan metode <i>Disk Diffusion Test</i>	35
Gambar 3.6	Mesin uji AFM.....	36
Gambar 3.7	<i>Elcometer model 106 adhesion tester scale</i>	37



Gambar 4.1 Hasil Pengujian XRD pada substrat SS316L dan 4 sampel Ag-Cs	41
Gambar 4.2 Grafik Hasil Pengujian FTIR	43
Gambar 4.3 Hasil Element Mapping SEM-EDX lapisan tipis Ag-Cs pada Sampel 5 menit.....	45
Gambar 4.4 Hasil Element Mapping SEM-EDX lapisan tipis Ag-Cs pada Sampel 10 menit	46
Gambar 4.5 Hasil Element Mapping SEM-EDX lapisan tipis Ag-Cs pada Sampel 15 menit.....	47
Gambar 4.6 Hasil Element Mapping SEM-EDX lapisan tipis Ag-Cs pada Sampel 20 menit.....	48
Gambar 4.7 Hasil pengujian SEM dengan perbesaran 10000x pada sampel (a) 5 menit, (b) 10 menit, (c) 15 menit, dan (d) 20 menit	50
Gambar 4.8 Hasil SEM cross section lapisan tipis Ag-Cs (a) 5 menit, (b) 10 menit, (c) 15 menit, (d) 20 menit.....	51
Gambar 4.9 Grafik ketebalan lapisan Ag-Cs terhadap waktu deposisi.....	52
Gambar 4.10 Hasil Pengujian Kekasaran Lapisan Tipis Ag-Cs pada sampel (a) Substrat SS 316L, (b) 5 menit, (c) 10 menit, (d) 15 menit, (e) 20 menit.....	53
Gambar 4.11 Grafik nilai kekerasan terhadap variasi waktu deposisi.....	54
Gambar 4.12 Zona Inhibisi dari lapisan tipis Ag-Cs pada sampel (a) 0 menit, (b) 5 menit, (c) 10 menit, (d) 15 menit, (e) 20 menit	56
Gambar 4.13 Zona inhibisi dari masing-masing spesimen	57
Gambar 4.14 Hasil uji pull off pada sampel dengan variasi waktu yang berbeda.....	59



DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Komposisi Kimia Stainless Steel 316L	11
Tabel 2.2 Sifat Mekanik Stainless Steel 316L.....	12
Tabel 3.1 Rancangan Penelitian	38
Tabel 4.1 Komposisi Lapisan Tipis Chitosan-Ag.....	44



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kerusakan pada jaringan tubuh manusia dapat disebabkan oleh banyak hal. Salah satu diantaranya adalah kecelakaan yang terjadi dalam kehidupan sehari-hari. Diantara kecelakaan tersebut tidak sedikit tergolong kecelakaan berat atau mengalami patah tulang (Zuriardi, 2015). Bahkan untuk kondisi yang lebih parah dapat menimbulkan kerusakan permanen pada korban seperti tulang yang hancur. Kondisi seperti ini menuntut dunia kesehatan untuk mencari solusi akan masalah ini agar korban kecelakaan tidak mengalami cacat yang permanen. Salah satu metode yang digunakan saat ini adalah pemasangan pen (implantasi) pada bagian tulang yang patah untuk mengembalikan posisi patahan tulang ke posisi semula dan mempertahankan posisi itu selama masa penyembuhan patah tulang. Namun, penanganan ini masih menimbulkan masalah, yaitu tidak dapat meregenerasikan tulang yang baru, membatasi fungsi organ, serta mempengaruhi bioaktivitas dalam tubuh. Selain itu logam yang disimpan didalam tubuh memiliki tingkat biokompatibilitas yang masih rendah, sehingga menimbulkan rasa sakit dan memar pada daging di sekitar logam tersebut. Logam implan harus memiliki sifat biokompatibilitas yang tinggi agar logam yang diimplankan ke dalam tubuh tidak mengalami reaksi penolakan, sehingga saat bahan ini dimasukkan ke dalam tulang, maka badan tidak menganggap sebagai bahan asing. (Caryono, 2014).

Salah satu teknik yang bisa digunakan adalah bone plate. Bone plate ini merupakan komponen yang digunakan sebagai salah satu proses pemulihan tulang retak atau patah. Teknik ini menggunakan logam sebagai substrat implan yang terus dikembangkan sesuai dengan meningkatnya kebutuhan tulang buatan pada manusia. Logam yang umum digunakan sebagai bone plat diantaranya adalah stainless steel (SS), paduan Cr-Co dan paduan Ti (Nurbainah, 2009). Tipe stainless steel (SS) 316 banyak digunakan untuk tujuan implantasi dalam operasi bedah



ortopedis karena bersifat non toksik, kuat, impuritas rendah, ketahanan korosi dan propertis mekanik yang baik serta harga yang murah. Permasalahan yang timbul adalah implan dengan bahan SS 316 tidak mempunyai sifat antimikroba selain itu juga tidak dapat digunakan untuk jangka waktu lama karena pada lingkungan cairan tubuh terjadi korosi lokal serta adanya peristiwa pelepasan ion menuju jaringan di sekitar implan. Selain itu produk korosi akan berinteraksi dengan tubuh dan akan menyebabkan kegagalan implan dini. (Manivasagam dkk, 2010).

Salah satu usaha untuk meningkatkan *biocompatibel*, *antimicrobial* dan *life time* material implan adalah dengan melapisi permukaan logam dengan menggunakan biomaterial tertentu. Pembentukan tulang dan perkembangan sel dapat dipicu oleh adanya modifikasi pelapisan dengan biomaterial (Nurbainah, 2009). Pelapisan (coating) organik terdiri dari beberapa metode, salah satunya elektroforesis. Metode ini telah diaplikasikan untuk berbagai macam kebutuhan karena dari sisi harga cukup efisien. Ada beberapa parameter yang mempengaruhi proses elektroforesis, yaitu waktu deposisi, tegangan, kuat medan, konsentrasi padatan dalam suspensi, dan konduktivitas substrat (Besra dan Liu, 2007). Kitosan merupakan polimer organik produk deasetilasi-N kitin dan sifat yang menarik, yaitu mempunyai aktivitas antibakteri, tidak beracun, biodegradabilitas, dan biokompatibilitas. Kitosan kaya akan gugus hidroksi dan amino, sehingga mempunyai potensi digunakan sebagai pelapis (Sharmin dkk, 2012).

Pada lapisan tipis Ag-Cu yang dideposisikan dengan proses PVD, dari semua sampel menunjukkan area delaminasi yang cukup luas hal ini dapat disimpulkan bahwa lapisan tipis Ag-Cu memiliki kekuatan adhesi yang lemah (Hermastuti, 2017). Pada penelitian lainnya, lapisan tipis Ag-TiO₂ yang didepositkan dengan proses PVD juga menunjukan semua sampel memiliki sifat adhesi yang kurang baik (Saputra, 2017). Pada kenyataannya, lapisan tipis yang dihasilkan dengan proses vakum sering menunjukkan adhesi yang jauh lebih buruk daripada seharusnya



(Hull, 1987).

Riset mengenai aktivitas antimikroba dari silver dan kitosan yang dideposit pada permukaan menggunakan Elektroforesis belum banyak dilakukan. Untuk aplikasi dalam tubuh, alat yang dilapisi silver akan lebih aman karena lapisan silver oxide pada permukaan yang akan terbentuk secara natural dan menginisiasi sifat antimikroba dengan cara melepas ion Ag^+ sebagai ion aktif yang membunuh bakteri (Djokic, 2007). Pada riset ini dilakukan deposit perak dan kitosan pada permukaan substrat SS 316 L dengan metode Electrophoretic Deposition. Kemudian dilakukan pengujian untuk mengetahui pengaruh parameter proses terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikroba dari silver/chitosan thin film.

1.2. Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh parameter proses waktu deposisi pada EPD terhadap morfologi dan sifat mekanik dari silver/chitosan thin film coating.
2. Bagaimana pengaruh parameter proses waktu deposisi pada EPD terhadap sifat antimicrobial dari silver/chitosan thin film coating.

1.3. Batasan Masalah

Dalam penelitian ini beberapa hal yang dianggap sebagai batasan masalah yaitu:

1. Dimensi material substrat SS 316L dianggap sama.
2. Jarak antar elektroda diasumsikan sama pada tiap proses deposisi.
3. Temperatur pada saat proses berlangsung dianggap sama.
4. Perubahan tegangan pada saat proses deposisi diabaikan.

1.4. Tujuan

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisis pengaruh parameter proses waktu deposisi pada EPD terhadap morfologi dan sifat mekanik dari silver/chitosan thin film coating.



-
2. Menganalisis pengaruh parameter proses waktu deposisi pada EPD terhadap sifat antimicrobial dari silver/chitosan thin film coating.

1.5. Manfaat

Dengan mengetahui sifat dari silver/chitosan thin film antimicrobial coating, riset ini dapat mendukung aplikasi pelapisan silver/chitosan dengan EPD sebagai antimicrobial coating. Riset ini dapat menjadi dasar untuk pengembangan aplikasi antimicrobial coating yang lebih aman dan sesuai untuk digunakan pada penggunaan implan dengan sifat mekanik yang baik.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Tinjauan pustaka yang berasal dari buku, jurnal, internet, atau literatur lain tentu dibutuhkan untuk melancarkan jalannya penelitian tugas akhir. Tinjauan pustaka yang mengandung landasan teori dan informasi seluruh metode dan material yang digunakan pada penelitian ini adalah tinjauan pustakayang mendukung. Informasi dan teori yang digunakan akan dijelaskan pada sub-bab berikut.

2.1 Material Antimicrobial

Seiring perkembangan zaman beberapa material baru banyak ditemukan untuk menunjang aplikasi biomedik. Material yang difungsikan untuk antibakteri yang digunakan dalam sektor medis telah banyak dikembangkan. Beberapa kasus operasi pemasangan implan tulang terjadi infeksi atau pelekatan bakteri pada implan. Untuk menanggulangi masalah tersebut, pelapisan implant menggunakan material *nontoxic* dan antimicrobial dapat dipilih sebagai modifikasi untuk mengembangkan efek antimicrobial, *cytocompatibility* pada implan.

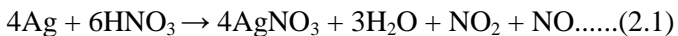
Beberapa ion metal sangat berperan pada proses biologi di tubuh manusia dan telah digunakan sebagai material penyembuh dari berbagai macam penyakit sejak dulu. Peneliti telah menemukan sifat *antimicrobial* pada metal selain Ag (perak), diantaranya adalah Au (emas), Cu (tembaga), CuO, Cu₂O, Ti (titanium), TiO, TiO₂, dan ZnO. Seluruh material tersebut diteliti dalam ukuran skala nano dan telah terbukti memiliki sifat *antimicrobial* terhadap bakteri. kebanyakan material *antimicrobial* tidak memenuhi kriteria dan cukup sering pada kondisi tertentu kemampuan *antimicrobial*-nya tidak signifikan. Sebagai suatu alternatif, pelapisan pada permukaan material dengan modifikasi *microtopography* dikembangkan untuk meminimalisir kegagalan *antimicrobial* pada produk. Pelapisan permukaan material dalam bidang *antimicrobial* telah



banyak digunakan untuk mereduksi infeksi bakteri pada material implan (Moerman, 2015).

2.2 Perak Nitrat

Perak nitrat merupakan senyawa anorganik tidak berwarna, tidak berbau, kristal transparan dengan rumus kimia AgNO_3 dan mudah larut dalam alkohol, aseton dan air. Perak nitrat dapat dibuat dengan cara melarutkan perak mentah dengan asam nitrat, namun perak merupakan logam reaktif yang sukar larut dalam asam yang memiliki konsentrasi rendah. Oleh karena itu oksidator diperlukan untuk mengoksidasi perak menjadi ion-ion perak. Tetapi asam nitrat pada suhu ruangan tidak dapat melarutkan perak karena energi yang dibutuhkan untuk melarutkan perak sangat besar, sehingga dilakukan dengan pemanasan asam nitrat sampai suhu 90°C . Sifat *biological* dari perak sudah cukup terkenal. Perak mempunyai *spectrum of antimicrobial activities* yang telah digunakan untuk pelapisan dan paduan *antimicrobial*. Selain sifat *antimicrobial*-nya, ion aktif Ag^+ juga tidak beracun terhadap sel manusia (Ferreri, 2015). Adapun reaksi pelarutannya adalah :



Sensitivitas antibakteri bergantung pada pembentukan kristal dari pembawa, area permukaan, kandungan perak, tingkat oksidasi perak, kemudahan difusi pada dinding sel, dan ukuran partikel perak (Kedziora dkk, 2012). Semakin kecil ukuran partikel perak efisiensi antibakteri lebih baik (Duran dkk, 2007). Mekanisme antimikroba utama dari nanopartikel perak adalah dengan pelepasan ion perak (Palza, 2015). Ion perak berinteraksi dengan sel dinding bakteri, membran plasma, DNA, dan protein bakteri. Sel bakteri terdiri dari dinding peptidoglikan yang terdiri dari gula dan asam amino yang berada di luar membran plasma. Ion perak mampu berikatan dengan peptidoglikan yang bermuatan negatif, sehingga ion perak mampu berikatan dengan



gugus thiol (-SH) dari reseptor dan enzim sepanjang membran peptidoglikan yang menyebabkan kerusakan struktur peptidoglikan dan menghilangkan kemampuan enzim metabolis oksigen dari bakteri. Hal tersebut menyebabkan matinya bakteri (Guo dkk, 2012).

Penambahan sedikit Ag dapat meningkatkan sifat *antimicrobial* secara signifikan. Telah dilakukan penelitian tentang *nano Ag-Ti coatings* dengan kandungan 1%wt Ag memiliki sifat *antimicrobial* yang baik. Selain itu, AISI SS 304 dengan dilapisi 0.3wt% Ag memiliki sifat *antimicrobial* yang baik. Penambahan perak sebagai elemen paduan juga sering digunakan untuk meningkatkan sifat tahan korosi dan sifat mekanik lainnya pada aplikasi biomaterial. Perak juga memiliki sifat *in vivo biocompatibility* yang baik dan sering digunakan sebagai *dental materials* (Bai, 2015).

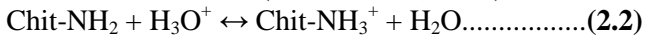
Telah dilakukan penelitian bahwa perak lebih aktif dalam melawan bakteri *gram-negative* dibandingkan dengan *grampositive*. Penambahan Ag ke dalam *stainless steel* dapat dilakukan tanpa menghilangkan *physical properties*-nya. Namun, lapisan Ag di atas *stainless steel* tidak bersifat permanen, karena permukaan lapisan yang sangat tipis, dan setelah lapisan hilang sifat *antimicrobial* pada material juga hilang. Oleh karena itu, biasanya perak dipadukan dengan unsur lain untuk melapisi material (Moerman, 2015).

2.3 Kitosan

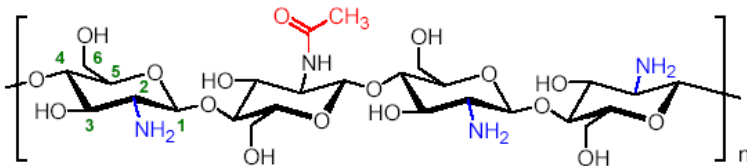
Kitosan merupakan senyawa turunan N-deasetilasi dari kitin, polisakarida yang berbentuk linear yang terdiri dari unit glukosamin dan N-asetilglukosamin yang terikat oleh ikatan β -(1 \rightarrow 4) glikosidik. Fraksi unit glukosamin dari kitosan lebih besar dari 50%. Kitosan larut dalam cairan asam dengan pH di bawah 6. Kelompok amino bebas terprotonasi menstimulasi kelarutan molekul kitosan. Dalam media asam, polisakarida terkonversi menjadi polielektrolit. Kelarutan terjadi dikarenakan protonasi dari kelompok -NH₂ pada posisi C-2 dari unit D-glukosamin



(Jennings dkk, 2017). Asam asetat bereaksi dengan air menghasilkan ion hidronium yang mempercepat pelarutan kitosan melalui reaksi protonasi kelompok $-NH_2$. Reaksi tersebut dinyatakan oleh Reaksi 2.1 (Rinaudo dkk, 1999):



Kitosan adalah jenis polimer rantai yang tidak linier yang mempunyai rumus umum $(C_6H_{11}NO_4)_n$ atau disebut sebagai (1,4)-2-Amino-2-Deoksi- β -D-Glukosa. Gambar 2.1 merupakan struktur dari kitosan.



Gambar 2.1. Struktur kitosan (Thate, 2004)

Kitosan mempunyai bentuk mirip dengan selulosa dan bedanya terletak pada gugus rantai C kedua. Kemampuan dalam menekan pertumbuhan bakteri disebabkan kitosan memiliki polikation bermuatan positif yang mampu menghambat pertumbuhan bakteri dan kapang. (Mekawati dkk, 2000). Kitosan memiliki sifat biokompatibel artinya sebagai polimer alami sifatnya tidak mempunyai efek samping, tidak beracun dan mudah diuraikan oleh mikroba (biodegradable). Selain itu juga memiliki sifat dapat berikatan dengan sel mamalia dan mikroba secara agresif. (Rahman, 2012). Kitosan juga bersifat *osteoinduktive*, bioaktif, dapat meningkatkan persembuhan luka dan mempunyai sifat antimikroba yang membuatnya menarik untuk digunakan sebagai pelapis bioaktif dalam meningkatkan *osseointegrasi* dari implan tulang (Zhao dkk, 2002).

Kitosan diketahui memiliki kemampuan untuk mereduksi ion logam, salah satunya perak. Ion perak tereduksi bersamaan dengan teroksidasinya gugus hidroksil dari molekul kitosan (Ivan



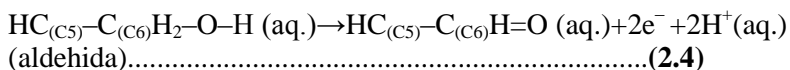
dan Branka, 2004). Berikut adalah reaksi oksidasi dan reduksi yang dijabarkan oleh Carapeto dkk (2017):

Persamaan 2.3 menunjukkan setengah reaksi reduksi Ag:

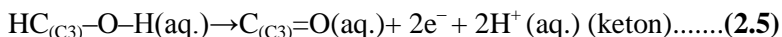


Setengah reaksi oksidasi pada tiap cincin kitosan ditunjukkan oleh persamaan-persamaan berikut:

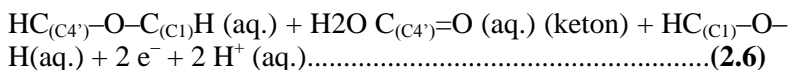
1. Persamaan setengah reaksi oksidasi yang terjadi pada gugus alkohol primer ditunjukkan oleh Persamaan 2.4:



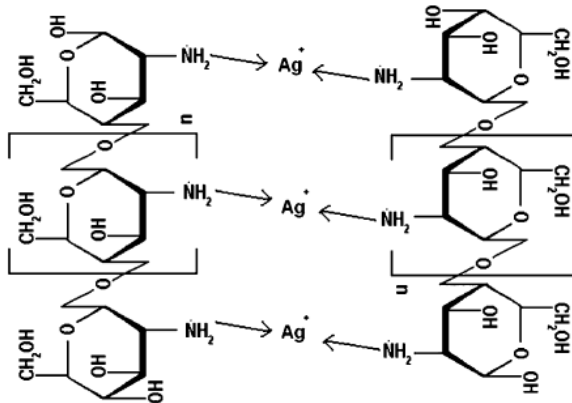
2. Persamaan setengah reaksi oksidasi yang terjadi pada gugus alkohol sekunder ditunjukkan oleh Persamaan 2.5:



3. Persamaan setengah reaksi oksidasi yang terjadi pada gugus yang mengandung ikatan glikosidik ditunjukkan oleh Persamaan 2.6:



Kitosan merupakan polimer yang memiliki kemampuan untuk mengelat logam. Kitosan mempunyai kapasitas adsorpsi yang baik untuk beberapa ion logam dikarenakan gugus amino (-NH₂) dan hidroksil (-OH) pada strukturnya. Sifat yang sangat penting dari kitosan adalah kemampuannya untuk mengelat ion logam berat. Skema proses kelasi kitosan dengan logam Ag dipresentasikan oleh gambar 2.2. Pada gambar tersebut kita bisa melihat bahwa dengan elektron nitrogen, amino berfungsi sebagai ligan/titik ikatan untuk ion logam, membentuk kompleks logam.



Gambar 2.2. Mekanisme Kelasi Kitosan Pada Ion Ag (Thomas dkk, 2013)

2.4 Material pada Alat Medis

Material yang dapat digunakan dalam aplikasi medis atau aplikasi implan dapat disebut sebagai biomaterial. Logam yang biasa digunakan dalam implan atau aplikasi medis antara lain baja tahan karat (*Stainless Steel*) (misalnya SS 316 L yang mengandung Mo), *Cobalt-base alloy* (misal Cr-Co alloy), paduan titanium (misalnya Ti-6Al-7Nb, Ti-Al-4V dan lain lain), paduan NiTi, paduan Zirkonium-base, dan umumnya Titanium murni, Zirkonium dan Tantalum.

Material-material tersebut sering dijumpai pada perangkat *orthopedic* (misalnya sendi, piringan, sekrup, batang dan bar), perangkat gigi (dental) (misalnya periodontal implan, kawat gigi ortodontik, dan tambalan endodontic). Implan neurologis (misalnya koklea dan alat pacu jantung), dan alat alat bedah umum lainnya. Sifat mekanik dari logam (modulus elastisitas, kekuatan Tarik, kekuatan yield dan keuletan) memungkinkan untuk dijadikan aplikasi biomedik karena dapat digunakan jangka waktu lama dalam kondisi *in vivo*. Selain itu, logam dapat membentuk lapisan oksida pasif dalam memberikan reaksi inert

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



dan stabil pada kondisi lingkungan biologis, dan sifat *biocompatibility* yang baik. (Oshida, 2015).

2.5 Penggunaan SS 316 L pada alat medis

Salah satu jenis *stainless steel* adalah *austenitic stainless steel*. *Austenitic stainless steel* sudah dipergunakan secara luas, hampir 50% dari produk *stainless steel* merupakan tipe *austenitic*. *Austenitic stainless steel* terdiri dari paduan 18% *Chromium* dan 8% *Nickel*. Penambahan 18% Cr bertujuan untuk memperluas daerah *gamma* atau fasa *austenite*, sehingga akan lebih mudah mendapatkan fasa *austenite* pada proses pendinginan. Sedangkan penambahan *Nickel* bertujuan untuk memperbanyak jumlah persentase *austenite* pada *solution treatment temperature*. Selain itu, penambahan *nickel* juga bertujuan untuk menurunkan temperatur *martensite start* hingga temperatur ruang, sehingga akan terbentuk *austenite* yang stabil setelah proses pendinginan dari *solution-treatment temperature* ke temperatur ruang. Seiring perkembangan teknologi, sekarang *Austenitic stainless steel* sudah dikembangkan menjadi baja tahan karat *duplex*, dimana terdiri dari fasa *austenite* yang memiliki struktur *face centered cubic* dan fasa *ferritic* yang memiliki struktur *based centered cubic* (ASM,2008).

Salah satu baja tahan karat yang paling banyak digunakan sebagai biomaterial adalah *stainless steel* tipe 316L, merupakan material yang paling umum digunakan untuk material implan. Huruf “L” pada penamaan *stainless steel* mengindikasikan rendahnya kadar karbon. Kadar karbon dijaga sekitar 0.03% atau kurang (Rajendran, 1996).

Pada tabel 2.1 dan tabel 2.2, diketahui komposisi kimia dan sifat mekanik pada *Stainless Steel* 316 L.

Tabel 2.1 Komposisi Kimia Stainless Steel 316L (Azom, 2017)

Grade	C	Fe	Mn	Si	S	Cr	Mo	Ni
316L	0.03	62.5	2.0	0.75	0.003	18.0	3.0	14.0



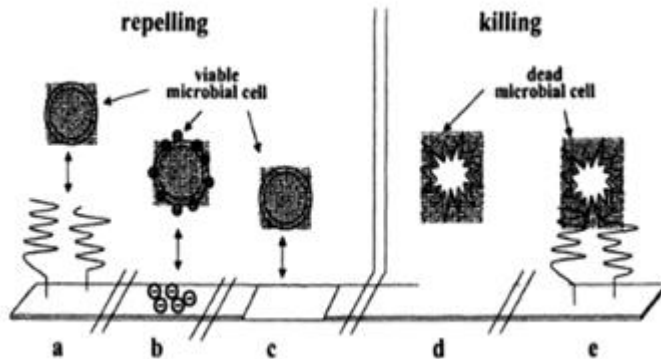
Tabel 2.2 Sifat Mekanik Stainless Steel 316L (Azom, 2017)

Grade	Tensile Strength (Mpa) min	Yield Strength (Mpa) min	Elongation (% in 50 mm) min	Hardness	
				Rockwell B (HRB)	Brinell (HB) max
316L	485	170	40	95	217

Stainless steel tipe 316L banyak digunakan karena karena keunggulannya pada ketahanan korosi, sifat fisik, sifat mekanik, dan permukaan yang mudah dibersihkan. Komposisi kimia dari stainless steel tipe 316L telah dikembangkan untuk memperoleh struktur austenit yang stabil yang memiliki banyak keuntungan, yaitu: Baja stainless steel austenitik memiliki struktur FCC sehingga lebih unggul dari stainless steel feritik dalam ketahanan terhadap korosi karena kepadatan atom kristalografi yang lebih tinggi, rasio kekuatan luluh dan kekuatan tarik yang sangat rendah dan mampu bentuk yang tinggi, cold working dan successive aging treatment dapat diterapkan untuk meningkatkan kekuatan. Stainless steel austenitic pada dasarnya bersifat non magnetik. (Sutowo, dkk., 2014).

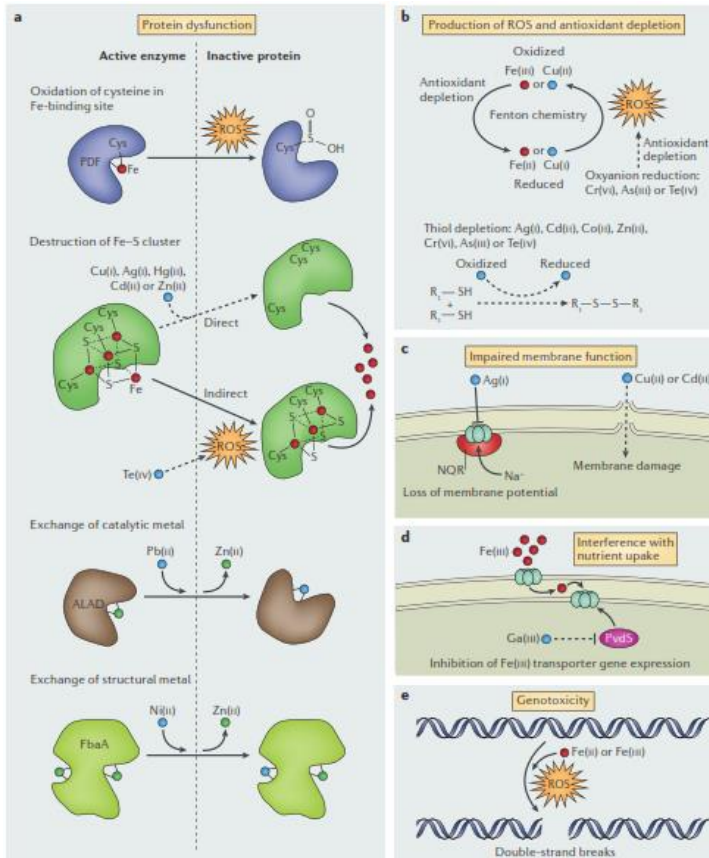
2.6 Lapisan Antimikroba

Aktivitas antimikroba pada material memiliki beberapa prinsip dasar secara umum. Material dapat menghalau mikroba untuk tumbuh pada permukaannya bahkan membunuhnya, sehingga mekanisme tersebut sangat menarik untuk diteliti. Permukaan yang memiliki sifat antimikroba umumnya berbentuk lapisan diatas substrat dan berdasarkan pada 3 prinsip, yaitu microbe repelling, biocide releasing, dan contact-activity. Gambar 2.3. merupakan prinsip dasar dari mekanisme sifat antimikroba.



Gambar 2.3. Prinsip dasar lapisan antimicrobial: menolak mikroba dengan (a) *antifouling polymers*, (b) *charge* (c) *ultrahydrophobic surface*; membunuh mikroba dengan (d) melepaskan *biocides* dan (e) *antimicrobial polymers*. (Tiller, 2006).

Gambar 2.4. menjelaskan mekanisme-mekanisme yang mungkin terjadi pada interaksi beberapa material logam terhadap mikroba sehingga memiliki sifat antimikroba.



Gambar 2.4. Mekanisme antibakteri dari logam. (a) Logam menyebabkan disfungsi protein, (b) menginisiasi produksi *reactive oxygen species* (ROS) dan penipisan antioksidan, (c) merusak fungsi membrane, (d) mengganggu serapan nutrisi, serta (e) bersifat *genotoxic* (agen racun yang merusak molekul DNA pada gen) (Lemire dkk,2013).

Mekanisme sifat antibakteri pada logam tertentu memiliki efek yang berbeda terhadap bakteri. Mekanisme pembunuhan



bakteri yang terjadi pada logam tertentu akan berbeda dengan mekanisme logam lainnya. Mekanisme unik dari logam antibakteri antara lain dapat menyebabkan disfungsi protein, memproduksi *reactive oxygen species* (ROS) serta menipiskan antioksidan, merusak membran, mengganggu penyerapan nutrisi, serta merusak gen dari bakteri.

Adhesi mikroba pada permukaan adalah mekanisme yang kompleks, melibatkan interaksi yang tidak spesifik seperti elektrostatis, gaya tarik hidrofilik dan hidrofobik, serta ikatan hidrogen, atau spesifik seperti *protein receptors* contohnya untuk kolagen, polisakarida atau target jaringan protein (Tiller, 2006). Pada *silver ion*, aktivitas antibakteri ditunjukkan pada Gambar 2.4.(c) dimana *silver ion* melemahkan fungsi membran dari bakteri. *Silver ion* tersebut berinteraksi dengan protein yang mengandung sulfur pada membran bakteri yang menginisiasi rusaknya membran sel dari bakteri. Adapun mekanisme ini sesuai pada Gambar 2.4.(d) dimana permukaan melepas *biocides* (*silver ion* yang merusak membran) dan membunuh bakteri yang ada disekitar permukaan. (Reidy dkk., 2013).

Aktivitas antibakteri pada kitosan telah diketahui dengan baik dan melibatkan polikationik alami dari kitosan yang sesuai dengan ikatan sisi anion pada protein suatu mikroba. Kation tersebut dipengaruhi oleh pH, hanya pada kondisi asam ($\text{pH} < 6$). Gugus amina yang terprotonasi dapat menghambat pertumbuhan bakteri dengan menahan muatan ion negatif mikroorganisme. Muatan positif kitosan akan mengikat muatan negatif dari dinding sel bakteri dan mendestabilisasi lapisan protein pada membrane sel, menurunkan permeabilitas membran sel, memonitori kebocoran konstituen interselular, dan menyerang DNA dengan cara menghambat replikasinya (Tripathi dkk, 2011). Karena kitosan berupa padatan sehingga hanya organisme yang kontak saja yang dapat dihambat.



2.7 Elektrokimia

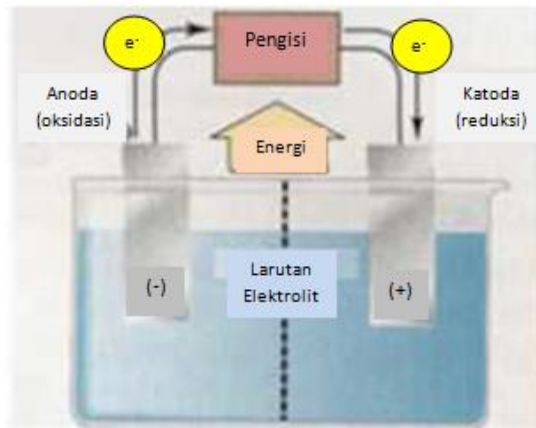
Elektrokimia merupakan ilmu kimia yang mempelajari tentang perpindahan elektron yang terjadi pada sebuah media pengantar listrik (elektroda). Elektroda terdiri dari elektroda positif dan elektroda negatif. Hal ini disebabkan karena elektroda tersebut akan dialiri oleh arus listrik sebagai sumber energi dalam pertukaran elektron. Konsep elektrokimia didasari oleh reaksi reduksi-oksidasi (redoks) dan larutan elektrolit. Reaksi redoks merupakan gabungan dari reaksi reduksi dan oksidasi yang berlangsung secara bersamaan. Pada reaksi reduksi terjadi peristiwa penangkapan elektron sedangkan reaksi oksidasi merupakan peristiwa pelepasan elektron yang terjadi pada media pengantar pada sel elektrokimia. Proses elektrokimia membutuhkan media pengantar sebagai tempat terjadinya serah terima elektron dalam suatu sistem reaksi yang dinamakan larutan. Larutan dapat dikategorikan menjadi tiga bagian yaitu larutan elektrolit kuat, larutan elektrolit lemah dan larutan bukan elektrolit. Larutan elektrolit kuat merupakan larutan yang mengandung ion-ion terlarut yang dapat mengantarkan arus listrik sangat baik sehingga proses serah terima elektron berlangsung cepat dan energi yang dihasilkan relatif besar. Sedangkan larutan elektrolit lemah merupakan larutan yang mengandung ion-ion terlarut cenderung terionisasi sebagian sehingga dalam proses serah terima elektron relatif lambat dan energi yang dihasilkan kecil. Namun demikian proses elektrokimia tetap terjadi. Untuk larutan bukan elektrolit, proses serah terima elektron tidak terjadi. Pada proses elektrokimia tidak terlepas dari logam yang dicelupkan pada larutan disebut elektroda. Terdiri dari katoda dan anoda. (Harahap, 2016).

Sel elektrokimia terdiri dari sel volta dan sel elektrolisis. Walaupun masing-masing sel sama-sama akan mengalami proses kimia tetapi terdapat perbedaan yang sangat besar yang akan dipaparkan pada 2.7.1 dan 2.7.2.



2.7.1. Sel Volta

Sel Volta merupakan sel elektrokimia yang menghasilkan energi listrik diperoleh dari reaksi kimia yang berlangsung spontan. Diperoleh oleh gabungan ilmuwan yang bernama Alexander Volta dan Luigi Galvani pada tahun 1786. Bermula dari penemuan baterai yang berasal dari cairan garam. Pada sel Volta anoda adalah kutub negatif dan katoda kutub positif. Anoda dan katoda akan dicelupkan kedalam larutan elektrolit yang terhubung oleh jembatan garam. Jembatan garam memiliki fungsi sebagai pemberi suasana netral (grounding) dari kedua larutan yang menghasilkan listrik. Dikarenakan listrik yang dihasilkan harus melalui reaksi kimia yang spontan maka pemilihan dari larutan elektrolit harus mengikuti kaedah deret volta. Gambar 2.5 merupakan proses dasar dari sel volta.



Gambar 2.5. Proses dasar sel volta (Harahap, 2016).

Logam-logam dapat disusun dalam suatu deret menurut kenaikan potensial elektrodanya yang disebut Deret Volta yaitu :

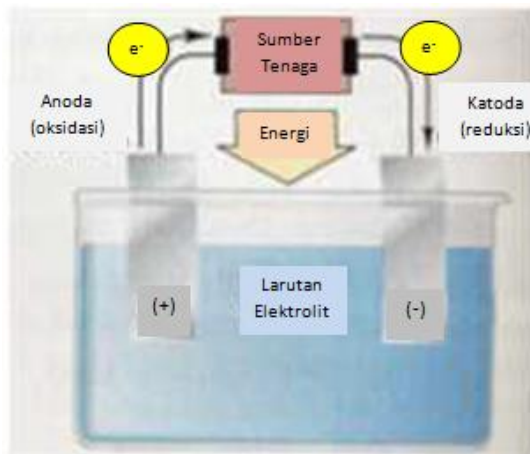
K Ba Ca Na Mg Al Mn Zn Cr Fe Ni Sn Pb H Cu Hg Ag Pt Au



Semakin kekiri posisi logam dalam deret volta potensial elektrodanya makin kecil. Makin kecil potensial elektrode suatu logam makin mudah logam itu mengalami oksidasi, sebaliknya makin besar potensial elektrode suatu logam makin mudah logam itu mengalami reduksi. Dalam suatu reaksi elektrokimia potensial elektrode didapatkan dari potensial reduksi dikurangi potensial oksidasi. (Harahap, 2016).

2.7.2 Elektrolisis

Sel elektrolisis merupakan sel elektrokimia yang menggunakan sumber energi listrik untuk mengubah reaksi kimia yang terjadi. Pada sel elektrolisis katoda memiliki muatan negatif sedangkan anoda memiliki muatan positif. Sesuai dengan prinsip kerja arus listrik. Terdiri dari zat yang dapat mengalami proses ionisasi, elektrode dan sumber listrik (baterai). Listrik dialirkan dari kutub negatif dari baterai ke katoda yang bermuatan negatif. Larutan akan mengalami ionisasi menjadi kation dan anion. Kation di katoda akan mengalami reduksi sedangkan di anoda akan mengalami oksidasi. Gambar 2.6 merupakan proses dasar dari sel elektrolisis.



Gambar 2.6. Proses dasar sel elektrolisis (Harahap, 2016).



Salah satu aplikasi dari sel elektrolisis yaitu penyepuhan atau elektroplating logam emas dengan menggunakan larutan elektrolit yang mengandung unsur emas (Au). Hal ini dilakukan untuk melapisi kembali perhiasan yang kadar emasnya sudah berkurang. Elektroplating didefinisikan sebagai perpindahan ion logam dengan bantuan arus listrik melalui elektrolit sehingga ion logam mengendap pada benda padat konduktif membentuk lapisan logam. Ion logam diperoleh dari elektrolit maupun berasal dari pelarutan anoda logam ke dalam elektrolit. (Sutomo dkk, 2010).

Elektroplating dilakukan dengan maksud memberi perlindungan benda kerja terhadap bahaya korosi, membentuk sifat keras permukaan dan sifat teknis atau mekanis tertentu, serta memberi nilai dekoratif terhadap logam dasar. Pada proses elektroplating logam yang dilapisi berfungsi sebagai katoda (elektroda negatif), sedangkan logam pelapis sebagai anoda (elektroda positif). Dalam proses plating, arus mengalir dari kutub positif ke kutub negatif sedangkan aliran elektron mengalir dari kutub negatif ke kutub positif. Pada elektroplating arus yang dipakai adalah arus searah (DC). (Sally, 2014).

Mekanisme terjadinya pelapisan logam adalah dimulai dari dikelilinginya ion-ion logam oleh molekul-molekul pelarut yang mengalami polarisasi. Di dekat permukaan katoda, terbentuk daerah *Electrical Double Layer* (EDL) yang bertindak seperti lapisan dielektrik. Adanya lapisan EDL memberi beban tambahan bagi ion-ion untuk menembusnya. Dengan gaya dorong beda potensial listrik dan dibantu oleh rekasi-reaksi kimia, ion-ion logam akan menuju permukaan katoda dan menangkap elektron dari katoda, sambil mendeposisikan diri di permukaan katoda. Dalam kondisi *equilibrium*, setelah ion-ion mengalami *discharge* menjadi atom-atom kemudian akan menempatkan diri pada permukaan katoda dengan mula-mula menyesuaikan mengikuti susunan atom dari material katoda. (Sally, 2014).

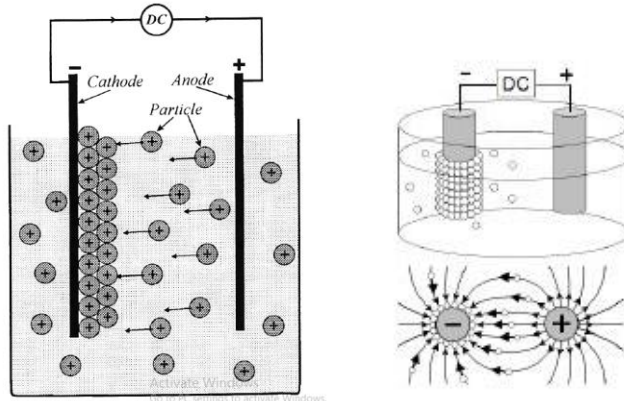


2.8 Electrophoretic Deposition

Teknik *Electrophoretic deposition* (EPD) merupakan teknik permrosesan material yang berprinsip pada pengendapan partikel bermuatan yang terdispersi dalam sistem suspensi karena pengaruh medan listrik. Teknik EPD mendapat perhatian dari kalangan akademisi maupun industri karena selain bisa diterapkan pada berbagai material juga relatif ekonomis dengan peralatan yang tidak rumit (Besra, 2007). Metode *electrophoretic deposition* (EPD) dapat menghasilkan lapisan dengan komposisi yang tepat, kekuatan adhesi yang bagus dan ketebalan yang bervariasi dari 1-500 mikrometer (Mabruri, 2009).

EPD terdiri atas dua tahap: partikel-partikel koloid bermuatan dipaksa untuk bergerak menuju elektroda dengan memberikan medan listrik dan (ii) partikel-partikel mengendap pada elektroda kerja membentuk lapisan yang padat. Proses ini diikuti dengan pengeringan dan densifikasi dengan sintering (Abdoli, 2010).

Partikel-partikel yang mempunyai lapisan ganda mengalami migrasi dalam medium. Ketika partikel-partikel tersebut mencapai substrat, maka secara berangsur-angsur kehilangan lapisan ganda, kemudian menggumpal dan mengendap pada substrat. Selama proses itu, partikel-partikel terdorong ke substrat karena terdapat efek medan listrik. Karena gaya kohesi semakin lemah jika potensial tolak-menolak tidak diturunkan secara signifikan, maka hanya endapan segar dengan densitas yang relatif rendah saja yang bisa dihasilkan atau partikel-partikel akan tergelincir dari substrat ketika kontak listrik ditiadakan (Sakka, 2010). Gambar 2.7 merupakan skema migrasi dan pengendapan partikel pada suspensi dalam pengaruh medan listrik.



Gambar 2.7. Skema elektroforesis (Sarkar, 1996) dan pengendapan partikel-partikel pada suspensi dalam pengaruh medan listrik. (Sakka, 2010).

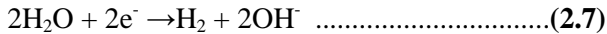
Mekanisme elektroforesis melibatkan muatan partikel dalam suspensi yang akan dideposisikan pada elektroda dibawah pengaruh medan listrik. Karakteristik deposisi elektroforesis ini dipengaruhi oleh dua parameter, yaitu (a) yang berhubungan dengan suspensi dan (b) berhubungan dengan parameter fisika seperti elektroda dan kondisi elektrik (tegangan, waktu deposisi, dan lain-lain) (Besra dan Liu, 2007). Gambar 2.6 merupakan representasi skematik dari migrasi dan pengendapan partikel dan ion pada suspensi dalam medan listrik. Partikel-partikel yang memiliki *Electrical Double Layer* (EDL) bermigrasi dalam suatu medium. Ketika partikel mencapai substrat, partikel secara bertahap kehilangan *Electrical Double Layer*, dan kemudian akan mengental dan menempel di substrat. Selama proses ini, partikel ditekan ke substrat karena terdapat efek medan listrik. (sakka, 2010)

Menurut Sakka (2010), kesulitan dalam proses elektroforesis diklasifikasikan menjadi 4 kategori: partikel-partikel tidak mengendap; lapisan tidak bertambah tebal; kualitas lapisan buruk; dan lapisan mengalami retakan. Hal-hal tersebut

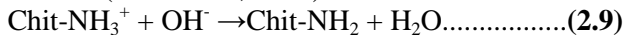


kebanyakan disebabkan karena terjadi masalah dalam metode yang digunakan untuk menyiapkan suspensi.

Pada proses elektroforesis kitosan/AgNPs, kitosan terdepositasi pada substrat karena medan listrik. Persamaan 2.7 dan 2.8 menyatakan reaksi yang terjadi pada katoda, terjadi reaksi sebagai berikut:

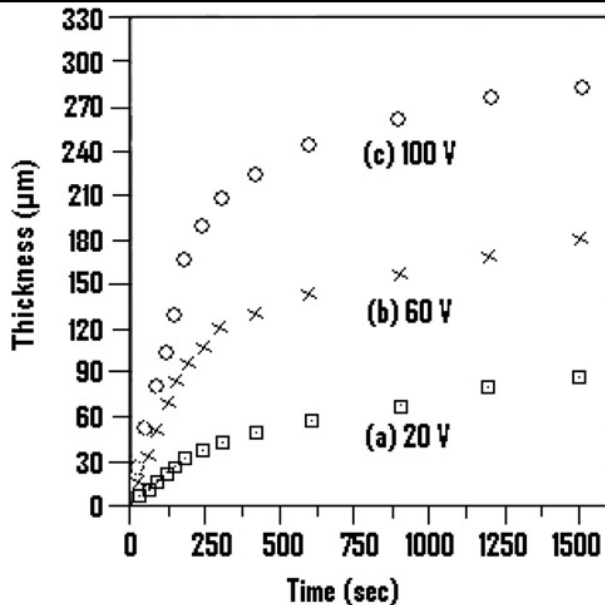


Dengan naiknya pH pada permukaan katoda disebabkan dekomposisi elektrokimia air, kitosan kehilangan muatannya dan membentuk deposit yang tak terlarut (Raddaha dkk, 2014). Pendeposisian kitosan pada permukaan katoda dinyatakan oleh persamaan 2.9 (Namir dkk, 2014):



Dibandingkan dengan teknik pembentukan lanjutan lainnya, proses elektroforesis sangat serbaguna karena bisa dimodifikasi dengan mudah untuk aplikasi tertentu. Misalnya, deposisi dapat dibuat pada substrat datar, silindris atau berbentuk lain dengan perubahan desain dan posisi elektroda yang kecil. Secara khusus, meski prosesnya basah, EPD menawarkan kontrol yang mudah terhadap ketebalan dan morfologi lapisan yang dideposisikan terhadap waktu deposisi (Besra & Liu).

Semakin meningkatnya waktu deposisi, maka laju deposisi akan semakin menurun. Hal ini disebabkan adanya penurunan medan listrik ketika elektroforesis terjadi. Selain itu ketebalan lapisan akan semakin meningkat dan partikel yang terdapat pada suspensi akan semakin sedikit, sehingga semakin lama waktu deposisinya, maka laju deposisinya akan semakin menurun (Besra & Liu, 2007). Gambar 2.8 menunjukkan karakteristik deposisi lapisan ZnO pada elektroda tembaga pada tegangan dan waktu deposisi yang berbeda.



Gambar 2.8. Hubungan antara ketebalan deposit dan waktu deposisi lapisan ZnO pada elektroda tembaga dengan tegangan yang berbeda. (wang, 2004).

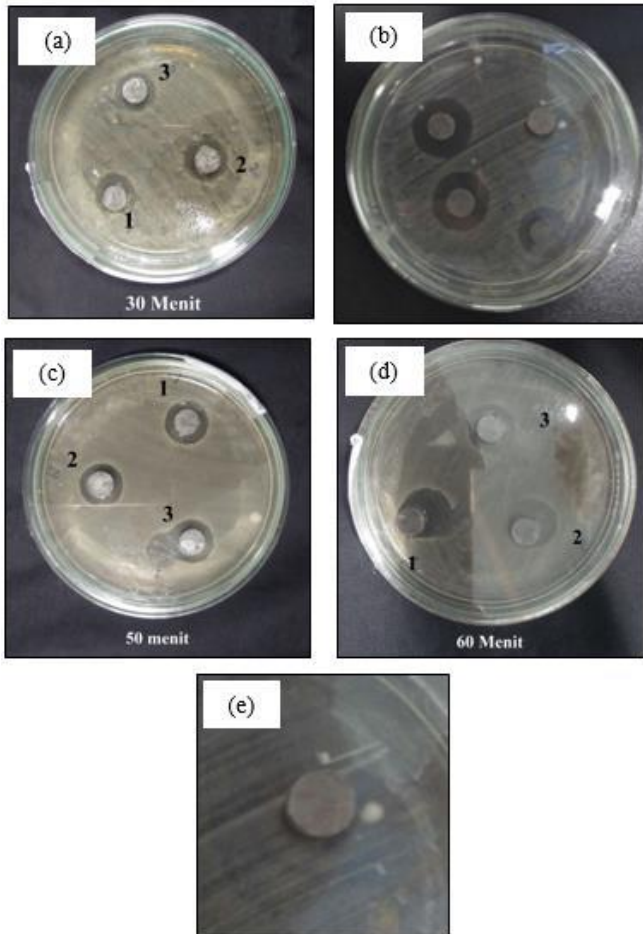
2.9 Metode Kirby-Bauer (Disk Diffusion Test)

Terdapat berbagai macam pengujian untuk mengetahui sifat antimikroba, diantaranya *agar diffusion test*/Kirby-Bauer Test, *microbial count test*, *suspension test* berdasarkan metode dari USA yaitu AATCC (*American Association of Textile Chemists and Colorists*) 100 dan ASTM E-2149-01, serta standar dari Jepang yaitu JIS Z 2801 dan JIS L 1902. Di Amerika Utara, test lainnya umum dilakukan untuk mengetahui sifat antimikroba pada alat kesehatan dan produk industry, tetapi secara umum tidak ada protokol pasti untuk menguji kemampuan antimikroba. (Troitzsch dkk., 2009).

Salah satu metode yang sering digunakan yaitu metode kirby-Bauer yang biasa disebut *Disk Diffusion Test* sebagai



standart yang telah digunakan sejak tahun 1950. Metode kirby-Bauer umumnya digunakan untuk menguji antibiotik. Bakteri tertentu dapat menunjukkan resistansi terhadap suatu antibiotik tertentu. Untuk menentukan bakteri resisten terhadap antibiotik metode yang umum digunakan yaitu dengan Kirby-Bauer. Metode ini menggunakan cawan (*disk*) yang diisi dengan antibiotic dengan konsentrasi tertentu. Cawan ditempatkan pada sebuah Mueller-Hinton plat agar yang disuntik dengan mikroorganisme tertentu. Selama inkubasi, antibiotic berdifusi dari cawan ke seluruh agar. Jika terkena antibiotic, organisme yang dites tidak tumbuh pada area cawan yang terkena antibiotic, menunjukan area inhibisi. Ukuran dari zona inhibisi tergantung pada sejumlah factor, termasuk sensitivias microba terhadap antibiotic, laju resistansi pada sebuah antibiotic tidak terlihat melalui zona inhibisi (Hudzicki, 2009). Gambar 2.9 Gambar hasil pengujian *antimicrobial* dari lapisan tipis Ag-TiO₂.



Gambar 2.9. Hasil pengujian antimicrobial lapisan tipis Ag-TiO₂ pada sampel : (a) 30 menit, (b) 40 menit, (c) 50 menit, (d) 60 menit, (e) substrat SS316L (Wardani, 2017).

Dari gambar 2.8 jelas terbukti bahwa substrat dengan lapisan tipis Ag-TiO₂ mampu memberikan efek inhibisi terhadap bakteri *S. Aureus* dibandingkan dengan substrat yang tidak dilapisi. Hal ini



berarti semakin lamanya waktu deposisi mengakibatkan semakin meningkatnya zona inhibisi dari lapisan tipis Ag-TiO₂.

2.10 State of the Art

Riset mengenai pembuatan implan, kateter, maupun penutup luka telah banyak dilakukan untuk menekan terjadinya infeksi. Hal ini disebabkan oleh banyaknya infeksi yang terjadi pada daerah tersebut (Chatzinikolaou dkk., 2003). Berbagai strategi telah banyak dilakukan untuk memperkecil kemungkinan terjadinya infeksi dalam penggunaan alat medis, akan tetapi modifikasi dari sifat permukaan merupakan pengembangan aplikasi pelapisan antimikrobal yang terus berkembang untuk mencegah perkembangan dan adhesi bakteri (Paladini dkk., 2015).

Pada tahun 2013, Pishbin dkk melakukan penelitian tentang sifat antimikroba dan biokompatibilitas dari SS 316L tanpa pelapisan, dibandingkan dengan SS 316L yang dilapisi kitosan, komposit kitosan/bioglass, dan komposit kitosan/bioglass/AgNPs. Hasil penelitian tersebut menunjukkan adanya penurunan jumlah sel bakteri *Staphylococcus aureus* diakibatkan penambahan AgNPs pada lapisan tipis.

Pada penelitian lainnya, Wardani (2017) meneliti tentang pengaruh waktu deposisi terhadap morfologi, sifat mekanik, dan sifat antimikrobal lapisan tipis Ag-TiO₂ yang dideposisikan menggunakan RF Sputtering. Perbedaan waktu deposisi menyebabkan semakin tebalnya lapisan tipis Ag-TiO₂. Ketebalan ini dikarenakan semakin banyaknya partikel Ag dan TiO₂ yang terdeposit ke permukaan substrat. Selain itu, pada hasil pengujian kekuatan adhesi sebagian besar lapisan tipis memiliki kualitas adhesi yang kurang baik, hanya lapisan dengan waktu deposisi paling lama yang memiliki kualitas yang baik. Hal ini dikarenakan banyaknya TiO₂ yang terdeposit ke permukaan substrat dan menambah sifat mekanik dari lapisan tipis sehingga lapisan tipis tidak mudah retak ketika diberi pembebanan. Kemampuan *antimicrobial* dari lapisan tipis Ag-TiO₂ dipengaruhi



oleh banyaknya partikel Ag yang terdeposit ke permukaan substrat. Semakin lama waktu deposisi lebar zona inhibisi semakin luas. Hal ini dikarenakan semakin banyaknya Ag yang teraktivasi ketika direaksikan dengan NaClO dan semakin banyak pula TiO_2 yang teraktivasi oleh sinar UV.

Pada tahun 2015, Moerman telah melakukan penelitian tentang pengaruh unsur unsur lapisan tipis terhadap sifat *antimicrobial*. Pada penelitian ini, Moerman membandingkan sifat *antimicrobial* dari Ag, ZnO, CuO, TiO_2 dan WO_3 . Hasil penelitiannya yaitu bahwa urutan sifat *antimicrobial* dari yang terkuat yaitu $\text{Ag} > \text{ZnO} > \text{CuO} > \text{TiO}_2 > \text{WO}_3$, Ag merupakan unsur yang memiliki sifat *antimicrobial* terbaik dan WO_3 hampir tidak memiliki sifat *antimicrobial*.

Dengan adanya sifat antimikroba pada permukaan, aplikasi implan dapat lebih aman dari infeksi yang terjadi akibat adhesi dari bakteri maupun jamur. Lapisan *silver* dapat mengurangi kemungkinan terjadinya infeksi karena mencegah pembentukan *biofilm*. Pada riset ini, *silver/chitosan thin film* didepositkan pada permukaan substrat dengan material yang umum digunakan dalam aplikasi implant yaitu baja tahan karat tipe 316L yang memiliki sifat ketahanan korosi, sifat fisik, serta sifat mekanik yang baik (Sutowo dkk., 2014). Dengan metode deposisi *Electrophoretic Deposition*, *silver/Chitosan thin film* dapat terdeposit dengan hasil permukaan yang halus dan dapat terdeposit pada permukaan substrat akibat difusi atom. Sifat dari *antimicrobial coating silver/chitosan thin film* sangat penting untuk dianalisis karena dapat menjadi riset dasar untuk pengembangan lapisan antimikroba yang dapat diaplikasikan pada dunia kesehatan.

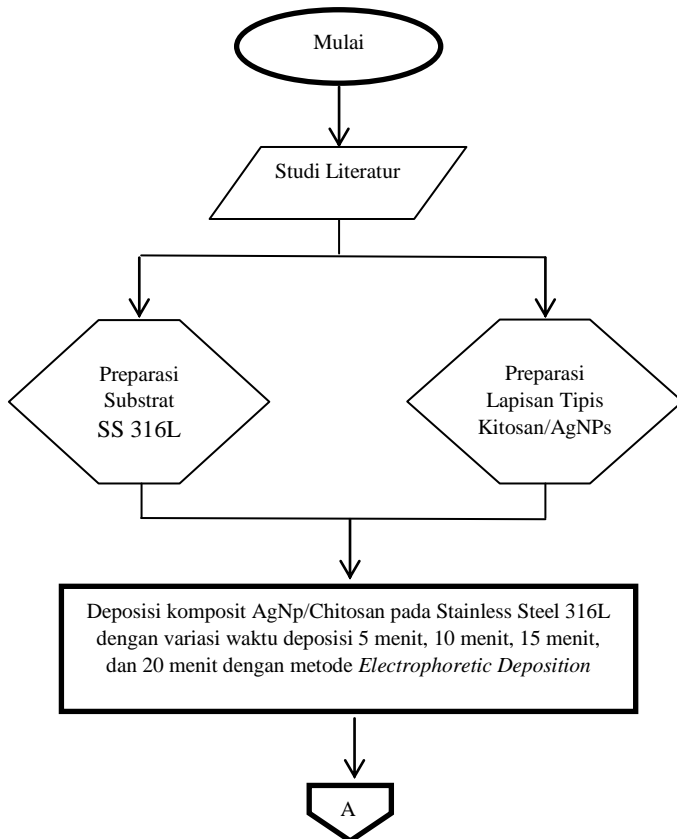


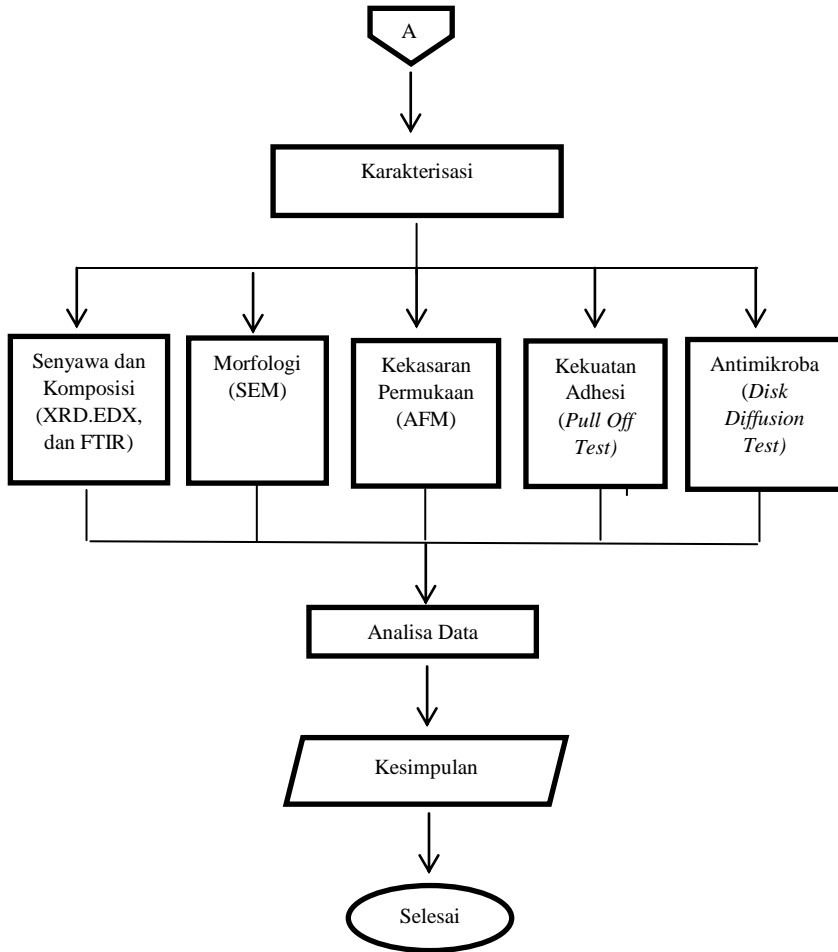
(halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Diagram Alir

Diagram alir dari tahapan penelitian ditunjukkan pada Gambar 3.1





Gambar 3.1 Diagram alir penelitian

3.2. Preparasi Sampel dan Larutan

Dalam penelitian ini digunakan SS 316L sebagai substrat. Material yang awalnya pelat dipotong menggunakan *wire cut*



sehingga mendapatkan dimensi (10x15x1,5) mm. Setelah substrat dipotong, substrat dibersihkan dari kotoran (oil, gram dan debu) menggunakan detergen hingga bersih. Substrat kemudian *digrinding* dari grade 80 hingga grade 2000 untuk mendapatkan permukaan yang halus. Batang karbon yang digunakan sebagai anoda pada proses deposisi berdiameter 10 mm dengan panjang 50 mm.

Larutan yang digunakan pada proses *Electrophoretic Deposition* (EPD) untuk *stainless steel* adalah larutan kitosan/perak nitrat. Larutan kitosan + perak nitrat dipilih karena dalam penelitian sebelumnya larutan ini menunjukkan hasil yang optimal untuk aplikasi peningkatan sifat antimikroba untuk material SS 316L. Preparasi larutan elektrolit adalah sebagai berikut, 250 mg kitosan dicampur dalam 490 ml aquades + 10 ml asam asetat pada beaker glass. Larutan kemudian diaduk dengan magnetic stirrer selama 5 jam pada temperatur ruang. Selanjutnya larutan perak nitrat sebanyak 10 ml ditambahkan ke dalam larutan yang telah diaduk dengan magnetic stirrer.

3.3 Proses Deposisi

Setelah semua alat dan bahan telah siap. Proses selanjutnya adalah membuat lapisan tipis (*Thin Film*) Chitosan/Ag. Substrat SS 316L dihubungkan dengan kutub negatif pada power supply dan menghubungkan elektroda karbon dengan kutub positif. Selanjutnya mencelupkan kedua sisi masing-masing elektroda ke dalam larutan suspensi dengan variasi waktu yang berbeda (5 menit, 10 menit, 15 menit, dan 20 menit). Parameter variasi waktu digunakan untuk melihat perkembangan lapisan tipis pada permukaan SS 316L. Setelah kedua elektroda terpasang dengan baik kemudian mengatur

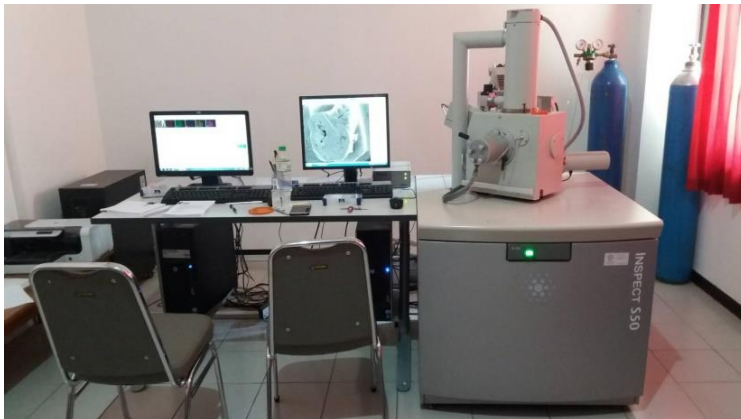


voltage pada power supply sebesar 15 V. Substrat yang sudah terdeposisi diangkat dan dikeringkan di udara terbuka.

3.4 Karakterisasi

3.4.1 Scanning Electron Microscopy-E (SEM)

Pengujian SEM dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi ITS menggunakan *Scanning Electron Microscopy* (SEM) tipe FEI INSPECT 550. Prinsip dasar dari SEM adalah dengan menembakkan *electron beam* melalui *electron gun* ke arah sampel dan mendeteksi interaksi antara specimen dengan *electron beam* dengan tujuan untuk mengetahui morfologi permukaan. Sampel yang digunakan adalah sampel SS 316L dengan dimensi 15 x 10 mm yang telah dilapisi dengan komposit *chitosan/silver thin film*. Sampel diamati pada permukaan untuk mengetahui morfologi partikel yang terdeposit pada permukaan sampel.



Gambar 3.2. Mesin uji SEM-EDX

3.4.2 X-Ray Diffraction (XRD)

Pengujian XRD dilakukan di Laboratorium Karakterisasi



Material Departemen Teknik Material FTI ITS. XRD merupakan salah satu metode pengujian untuk mengetahui fasa yang terbentuk dari material sampel. Data hasil dari XRD menghasilkan grafik intensitas dari X-ray yang dipantulkan dengan sudut difraksi tertentu. Setiap fasa material akan memiliki perbedaan intensitas yang membentuk peak pada sudut difraksi tertentu. Dengan menggunakan software Match!, hasil dari grafik tersebut akan dicocokkan dengan referensi (jurnal, standard, dll) terhadap fasa yang sesuai dengan pola difraksi yang terbentuk dalam bentuk grafik sehingga dapat diketahui fasa maupun senyawa yang terbentuk dari sampel. Pengujian XRD ini bertujuan untuk mengidentifikasi senyawa yang terbentuk pada lapisan.



Gambar 3.3 Mesin uji XRD



3.4.3 Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR)

Pengujian FTIR dilakukan di Laboratorium Karakterisasi Material Departemen Teknik Material FTI-ITS. Pengujian FTIR bertujuan untuk menentukan gugus fungsi tertentu yang terbentuk pada spesimen uji. Gugus fungsi tersebut diindikasikan dengan puncak-puncak yang berbeda. Usahakan sampel yang diuji mempunyai permukaan dan ketebalan yang rata. Pada pengujian FTIR menggunakan instrumen *Thermo Scientific Nicolet IS10* seperti yang ditunjukkan Gambar 3.4.



Gambar 3.4 Mesin Pengujian FTIR

3.4.4 Kirby-Bauer Test (Antimicrobial Test)

Pengujian *Kirby-Bauer Test* dilakukan di Jurusan Biologi ITS. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kemampuan *antimicrobial* terhadap bakteri *E. coli* dari lapisan antimikroba. Bakteri *E. coli* diletakkan pada media agar pada cawan petri lalu sampel diletakkan dengan lapisan antimikroba menyentuh permukaan agar. Bakteri akan dibiarkan berkembang selama 24 jam sehingga sifat antimikroba dapat terlihat. Sifat antimikroba

akan ditunjukkan pada zona inhibisi dari bakteri *E. coli* yang tidak dapat berkembang disekitar permukaan lapisan antimikroba. Pengujian ini berdasarkan standar metode *Kirby-Bauer Test*.



Gambar 3.5 Pengujian *antimicrobial* dengan metode *Disk Diffusion Test*

3.4.5 Atomic Force Microscope (AFM)

Pengujian AFM dilaksanakan di Laboratorium Energi ITS dengan tujuan untuk mengidentifikasi pengaruh parameter proses terhadap kekasaran permukaan dan topografi dalam ukuran mikro pada permukaan lapisan tipis yang terbentuk. AFM menggunakan jarum (tip) berukuran sangat kecil sebagai alat deteksinya. Panjang tip AFM kurang dari 5 mikrometer dan diameter ujung tip biasanya kurang dari 10 nm. Tip ini diletakkan di ujung cantilever yang panjangnya sekitar 100-500 mikrometer. Topografi permukaan sampel dapat diketahui dengan melakukan scanning tip sepanjang permukaan sampel.



Gambar 3.6 Mesin uji AFM

3.4.6 Pull Off Test

Pengujian Daya lekat Coating dilaksanakan pada CV Cipta Agung dengan metode *Pull Off Test*. Tujuan adhesion test adalah untuk mengevaluasi kekuatan dari lapisan film. Pengujian daya lekat menggunakan alat Portable Adhesion Testers sesuai dengan standar ASTM D4541. Pengujian ini dilakukan ketika lapisan pada sampel telah mengering. Kemudian probe dari Portable Adhesion Testers diberi lem kuat dan ditempelkan pada sample dan ditunggu hingga mengering sampai 1 hari, baru kemudian ditarik oleh Portable Adhesion Testers. Pengujian ini dilakukan guna mengetahui seberapa besar daya lekat (adhesi) lapisan terhadap material substratnya.

Hal ini dilakukan dengan kondisi:

- Menempelkan probe dolly ke material yang telah di coating dengan lem yang cukup kuat sehingga daya lekat antara probe dengan lapisan > daya lekat antara cat dengan material, lalu menunggu sekitar satu hari sampai lem tersebut benar-benar



kering dan memiliki kekuatan yang cukup.

- Menyangkutkan probe dolly ke alat penguji dolly testing, mengeset pengukuran ke titik nol dan memutar alat dolly testing secara perlahan tetapi terus menerus hingga probe mencabut lapisan cat yang ada pada material.
- Membaca dan mencatat nilai yang terlihat dalam indikator alat, baik dalam lb/inch² maupun dalam Mpa.



Gambar 3.7 *Elcometer model 106 adhesion tester scale 1*



3.5 Rancangan Penelitian

Rancangan penelitian dapat ditunjukkan pada tabel 3.1.

Tabel 3.1 Rancangan Penelitian

Proses Fabrikasi	Pengujian					
Waktu Deposisi (menit)	Uji SEM	Uji XRD	Uji FTIR	Uji AFM	Uji Adhesi	Uji Antimicrobial
5	✓	✓	-	✓	✓	✓
					✓	✓
					✓	✓
10	✓	✓	✓	✓	✓	✓
					✓	✓
					✓	✓
15	✓	✓	-	✓	✓	✓
					✓	✓
					✓	✓
20	✓	✓	-	✓	✓	✓
					✓	✓
					✓	✓

Pengujian tanpa merusak seperti SEM-EDX, XRD, AFM, dan FTIR dapat dilakukan pada satu sampel yang sama, dilanjutkan dengan pengujian adhesi test setelah melakukan pengujian tanpa merusak. *Antimicrobial test* dilakukan pada satu



sampel yang lain karena setelah pengujian ini sampel tidak dapat digunakan kembali. Sehingga, total sampel yang digunakan sebanyak 24 sampel dan 1 sampel sebagai pembanding.



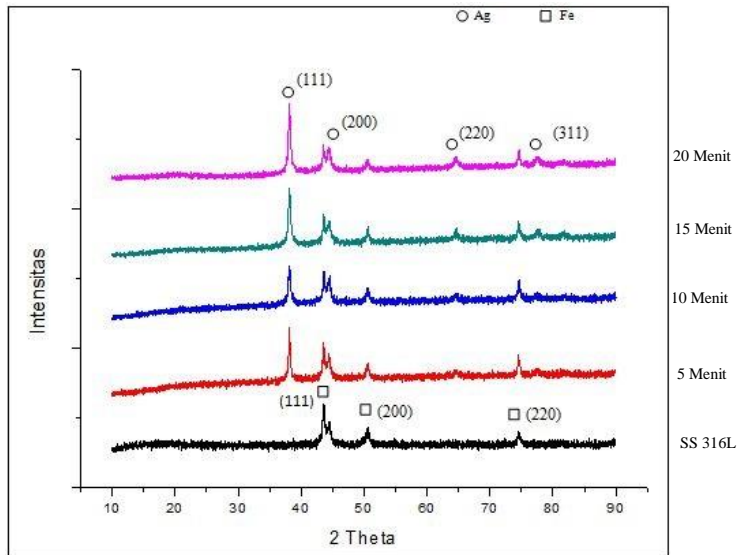
(halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB IV

ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Analisa Senyawa

Pengujian *X-Ray Diffraction* dilakukan untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada lapisan tipis di atas substrat. Gambar 4.1 menunjukkan adanya perbedaan pada hasil XRD yang dihasilkan dari sampel dengan variasi waktu yang berbeda.



Gambar 4.1 Hasil Pengujian XRD pada substrat SS316L dan 4 sampel Ag-Cs

Pada hasil XRD substrat SS316L, terlihat 3 *peak* yang cukup tinggi intensitasnya, yaitu pada 2θ 43.5° , 50.6° , dan 74.5° sesuai ICDD #03-065-5131, untuk 2θ 43.5° , 50.7° , 74.5° masing-masing mewakili unsur Fe dengan orientasi kristal (111), (200),

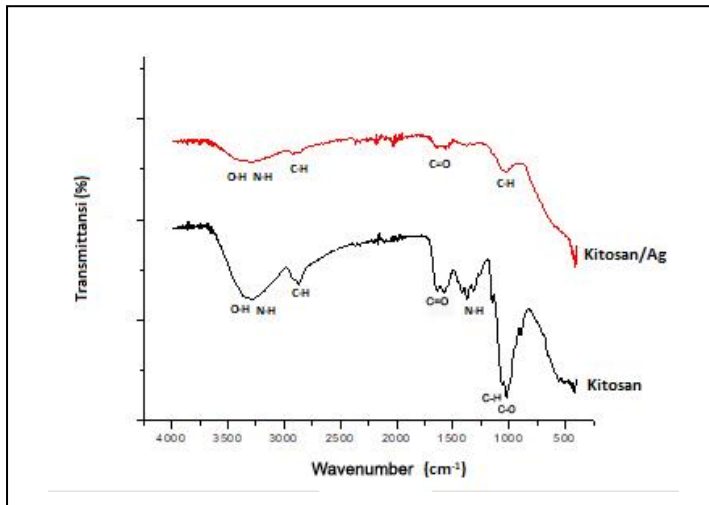


(220). Menurut penelitian yang dilakukan oleh Dadfar, dkk (2007) bahwa pada 2θ 43.5° , 50.7° , 74.5° adalah milik *Fe-austenite*.

Pada semua substrat yang telah terlapisi Ag-Cs, terlihat 4 *peak* dengan intensitas yang berbeda yaitu pada 2θ 38° , 44.4° , 64.5° , dan 77.5° . Setelah dilakukan analisis berdasarkan ICDD #01-089-3722, untuk 2θ 38.1° , 44.3° , 64.4° dan 77.4° masing-masing mewakili unsur Ag dengan orientasi kristal berturut-turut (111), (200), (220), (311). Keberadaan Cs tidak terlihat pada hasil XRD, hal ini disebabkan karena menurut hasil EDX (Tabel 4.1) kandungan Cs sangat sedikit pada permukaan sampel.

Pada gambar 4.1 dapat dilihat juga puncak pada 2θ 38° terlihat perubahan lebar dan ketinggian *peak* seiring dengan bertambahnya waktu deposisi. Untuk waktu deposisi dari 5 menit ke 10 menit, pada 2θ 38° ketinggian *peak* terlihat menurun dan *peak* melebar. Tetapi untuk sampel dengan waktu deposisi dari 10 menit hingga 20 menit, pada 2θ 38° menunjukkan perubahan berupa semakin meruncing yang artinya kristalinitas dari Ag bertambah. *Peak* yang lebar ini menunjukkan terjadinya deformasi pada *crystalline lattice* dan adanya cacat pada *crystalline* sehingga terjadi kristalisasi Ag yang tidak sempurna (Ahmadpourian, dkk. 2016).

Pada gambar 4.2 merupakan grafik hasil pengujian FTIR. Pengujian FTIR digunakan untuk mengidentifikasi gugus fungsi yang ada pada lapisan tipis kitosan dan kitosan/AgNps.



Gambar 4.2 Grafik Hasil Pengujian FTIR

Pada gambar 4.2, grafik sampel yang terlapis oleh kitosan menunjukkan puncak berturut-turut panjang gelombang 3283,12 cm^{-1} yang merupakan puncak dari O-H stretching dan N-H primer stretching, 2872,31 cm^{-1} puncak dari C-H stretching, 1637,99 cm^{-1} puncak dari C=O, 1577,69 cm^{-1} puncak dari N-H primer bending, 1416,36 cm^{-1} CH_2 bending, 1375,26 cm^{-1} CH_3 , 1149,89 C-O-C antisymmetric stretching dan C-N stretching serta 1058,58 cm^{-1} puncak dari C-O stretching (Lawrie dkk, 2007). O-H, N-H, dan C=O merupakan gugus fungsi khas dari kitosan (Thomas dkk, 2009).

Terlihat grafik pada gambar 4.2, dengan adanya penambahan konsentrasi Ag sebesar 1 mM, puncak dari O-H stretching dan N-H primer stretching semakin melandai. Penambahan konsentrasi Ag 1mM pada kitosan menyebabkan



melandainya puncak dari O-H stretching milik gugus alkohol dan N-H primer stretching milik dari gugus amino (Venkatesham dkk, 2012). Melandainya puncak juga terjadi pada 1058,58 cm⁻¹. Puncak yang menghilang pada 1058,58 cm⁻¹ kemungkinan disebabkan karena proses reduksi Ag⁺ oleh gugus C-O-C pada ikatan glikosidik (Carapeto dkk, 2017).

4.2 Analisa Komposisi

Hasil uji komposisi lapisan tipis dengan menggunakan Energy Dispersive X-ray (EDX) dapat dilihat pada tabel 4.1.

Tabel 4.1 Komposisi Lapisan Tipis Chitosan-Ag

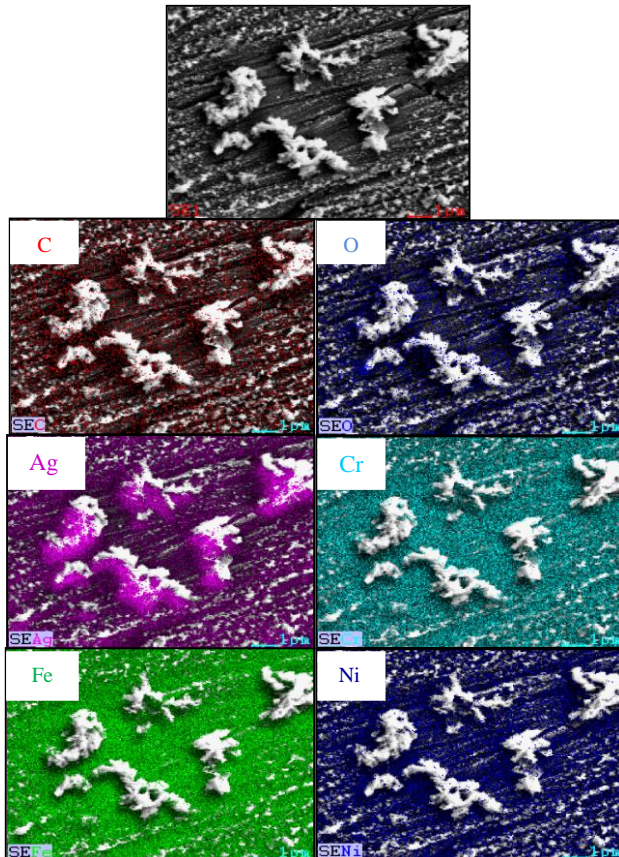
Sampel	% Wt					
	Ag	C	O	Cr	Ni	Fe
5 Menit	30.77	2.17	1.82	12.04	7.08	46.10
10 Menit	36.65	2.70	2.12	11.50	6.66	40.37
15 Menit	40.12	3.25	2.72	9.90	6.19	37.82
20 Menit	44.28	4.49	3.37	8.86	5.70	33.20

Pada tabel 4.1, dapat dilihat masih terdapat unsur-unsur penyusun substrat yaitu Fe, Cr, dan Ni. Hal ini membuktikan bahwa deposisi lapisan tipis Ag-Cs masih belum menyeluruh sehingga masih ada substrat SS 316L yang belum terlapisi.

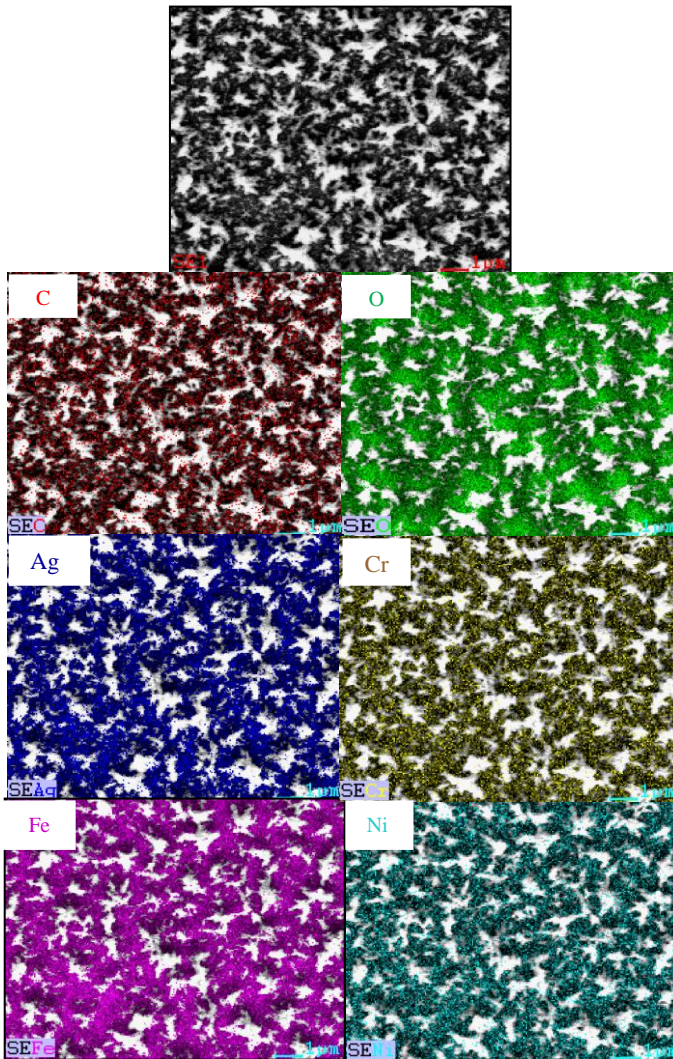
Akan tetapi, seiring dengan meningkatnya waktu deposisi yang diaplikasikan pada saat proses *Electrophoretic Deposition*, unsur-unsur penyusun substrat SS 316L juga semakin berkurang dari permukaan. Hal ini dikarenakan dengan meningkatnya waktu deposisi yang diaplikasikan, maka Ag yang terdeposisi juga semakin banyak. Pada waktu deposisi 5 menit, unsur Fe yang masih terdeteksi sebanyak 46.10% dan unsur Ag sebanyak 28.09%. Tetapi pada waktu deposisi 20 menit, unsur Fe menurun menjadi 33.20% dan unsur Ag meningkat menjadi 44.28%.



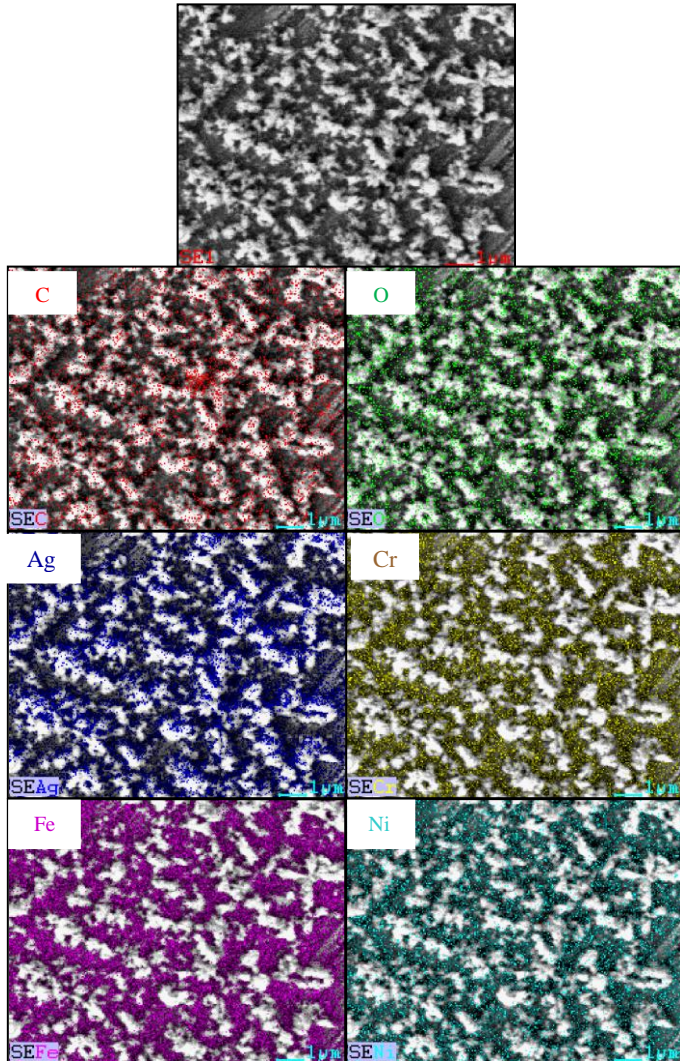
Dapat disimpulkan bahwa semakin lama waktu deposisi pada saat proses *Electrophoretic Deposition*, permukaan substrat akan semakin tertutupi. Jumlah endapan yang menempel pada substrat akan semakin meningkat seiring dengan bertambahnya waktu deposisi. (Besra, dkk.2007). Hasil pengujian SEM element mapping dapat dilihat pada gambar 4.3 hingga 4.6.



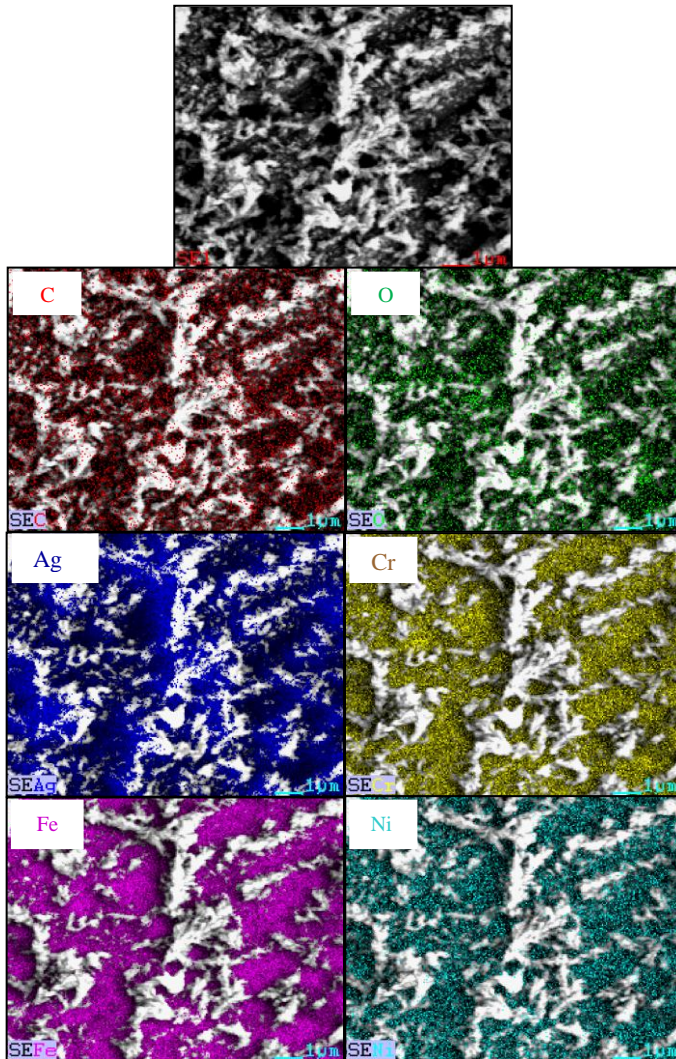
Gambar 4.3 Hasil Element Mapping SEM-EDX lapisan tipis Ag-Cs pada Sampel 5 menit



Gambar 4.4 Hasil Element Mapping SEM-EDX lapisan tipis
Ag-Cs pada Sampel 10 menit



Gambar 4.5 Hasil Element Mapping SEM-EDX lapisan tipis Ag-Cs pada Sampel 15 menit.



Gambar 4.6 Hasil Element Mapping SEM-EDX lapisan tipis Ag-Cs pada Sampel 20 menit.

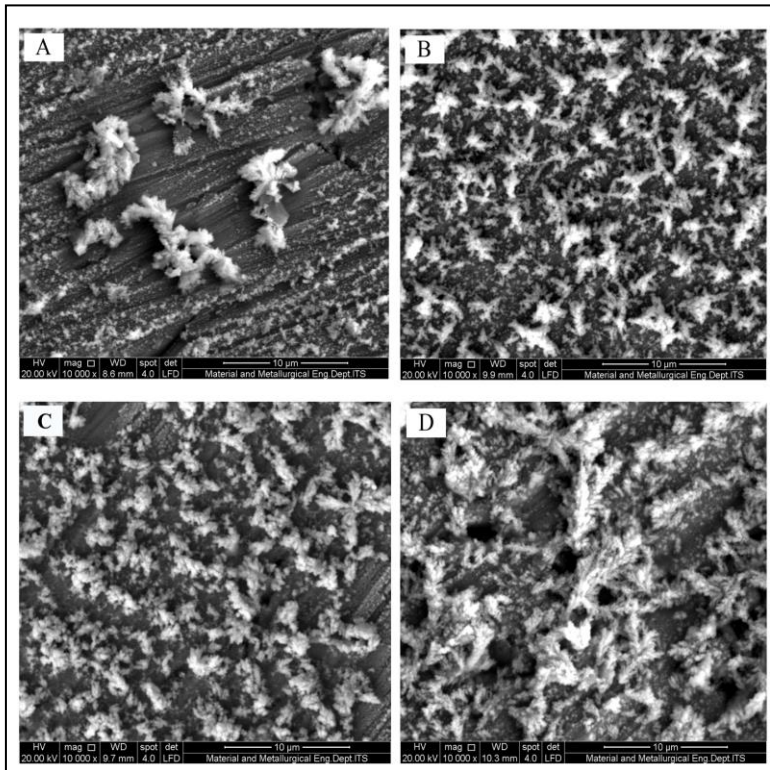


Pada Gambar 4.3 hingga 4.6 merupakan hasil SEM element mapping permukaan lapisan tipis Ag-Cs pada substrat SS 316L. Dari keseluruhan gambar dapat dilihat unsur-unsur pembentuk substrat masih terdeteksi pada semua lapisan tipis Ag-Cs. Selain itu unsur Ag dan C mulai tersebar merata seiring bertambahnya variasi waktu deposisi di atas permukaan substrat SS316L. Partikel Ag menyebar merata di atas substrat pada proses *Electrophoretic Deposition*. Hal ini dikarenakan endapan yang terbentuk akan semakin merata seiring bertambahnya waktu deposisi (Besra, dkk 2007).

4.3 Analisa Morfologi

Analisa morfologi dibutuhkan untuk mengetahui permukaan lapisan tipis yang terbentuk dari proses Elektroforesis. Mekanisme elektroforesis melibatkan muatan partikel dalam suspensi yang akan dideposisikan pada elektroda dibawah pengaruh medan listrik. Karakteristik deposisi elektroforesis ini dipengaruhi oleh parameter fisika seperti elektroda dan kondisi elektrik (tegangan, waktu deposisi, dan lain-lain) (Besra dan Liu, 2007). Di dekat permukaan katoda, terbentuk daerah *Electrical Double Layer* (EDL) yang bertindak seperti lapisan dielektrik. Adanya lapisan EDL memberi beban tambahan bagi ion-ion untuk menembusnya. Dengan gaya dorong beda potensial listrik, ion-ion dari Ag dan kitosan bermigrasi menuju permukaan katoda dan kemudian akan mengental dan menempel di substrat. Selama proses ini, partikel ditekan ke substrat karena terdapat efek medan listrik. (sakka, 2010).

Morfologi dari *thin film* pada permukaan substrat SS 316L diamati dengan menggunakan SEM dengan perbesaran 10.000X. Pada Gambar 4.7 terlihat partikel Ag yang terdeposit pada substrat SS 316L.



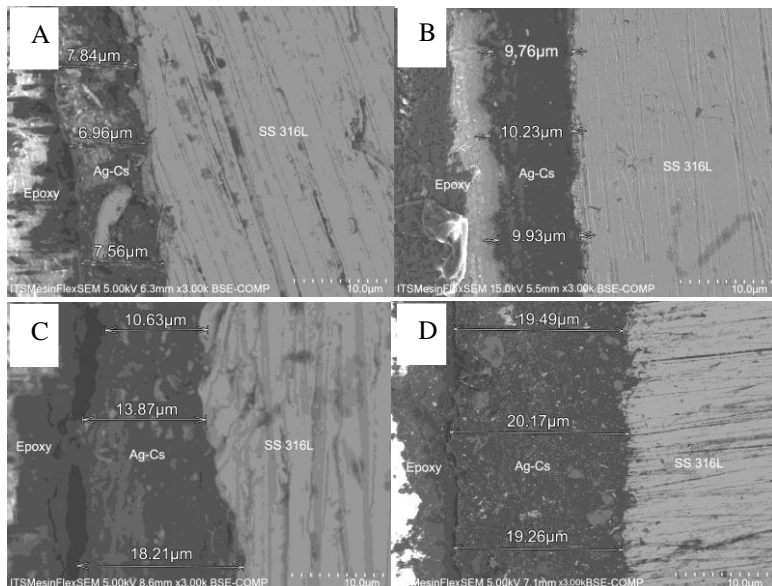
Gambar 4.7 Hasil pengujian SEM dengan perbesaran 10000x pada sampel (a) 5 menit, (b) 10 menit, (c) 15 menit, dan (d) 20 menit.

Pada gambar 4.7 bagian (a) yaitu pada sampel dengan waktu deposisi 5 menit terlihat gumpalan yang muncul pada permukaan tidak merata. Sedangkan jika melihat pada gambar 4.7 bagian (d) terlihat sampel dengan waktu deposisi 20 menit memiliki banyak gumpalan berwarna putih yang tersebar hampir di seluruh permukaannya. Hal ini sesuai dengan teori bahwa deposisi akan terus berlangsung seiring berjalannya waktu dan



meningkatkan jumlah partikel yang terdeposit di atas permukaan substrat (Besra, dkk. 2007).

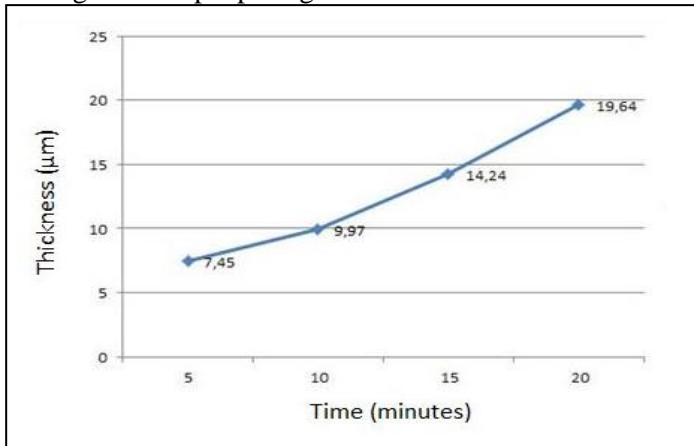
Jika dikorelasikan dengan hasil EDX pada tabel 4.1, maka dengan bertambahnya partikel Ag yang terdeposit ke permukaan substrat menyebabkan gumpalan putih yang ada pada permukaan semakin merata. Hal ini dikarenakan ketika partikel Ag terdeposit ke permukaan substrat, maka partikel Ag tersebut akan mengisi celah-celah yang ada pada permukaan substrat. Dan ketika semakin bertambah banyak partikel Ag yang terdeposit pada permukaan substrat maka partikel Ag ini cenderung untuk membentuk aglomerat (gumpalan) pada permukaan lapisan tipis (Velasco, dkk. 2016).



Gambar 4.8 Hasil SEM cross section lapisan tipis Ag-Cs
(a) 5 menit, (b) 10 menit, (c) 15 menit, (d) 20 menit.



Pada gambar 4.8 merupakan hasil cross section dari variasi waktu deposisi pada lapisan tipis Ag-Cs. Adapun secara kualitatif pembentukan lapisan tipis pada sampel menunjukkan semakin lama proses deposisi maka menghasilkan lapisan yang semakin tebal. Adapun grafik dari data kuantitatif ketebalan lapisan Ag-Cs terdapat pada gambar 4.9.



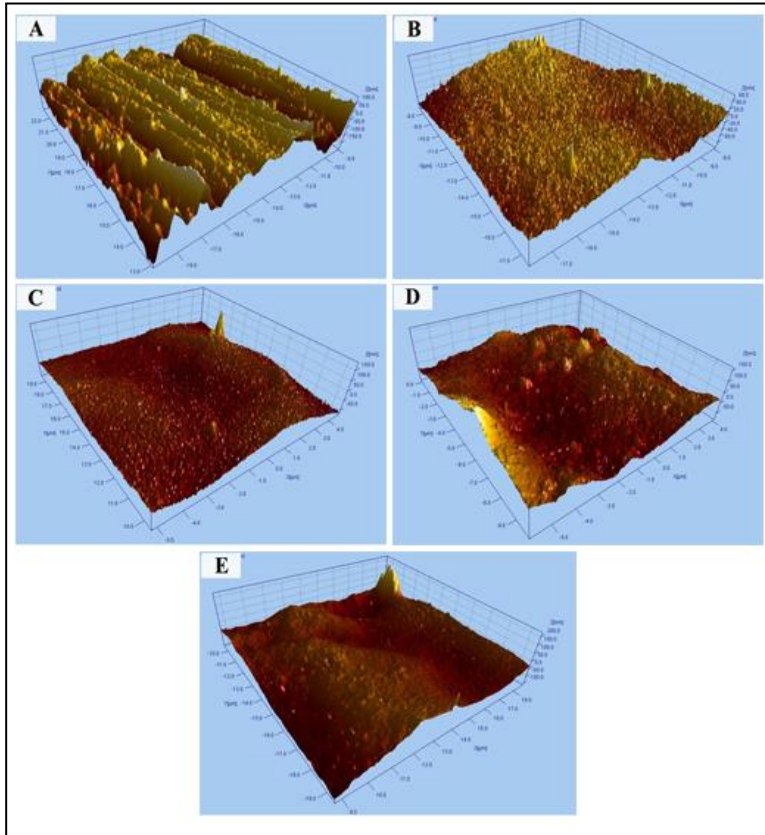
Gambar 4.9 Grafik ketebalan lapisan Ag-Cs terhadap waktu deposisi

Pada gambar 4.9 menunjukkan waktu deposisi 20 menit memiliki ketebalan paling tinggi, ketebalan yang terbentuk rata-rata sebesar 19,64 μm . Sedangkan waktu deposisi 5 menit memiliki ketebalan yang paling rendah, lapisan yang terbentuk memiliki rata-rata ketebalan sebesar 7,45 μm . Hal ini sesuai dengan teori hubungan ketebalan dan waktu deposisi pada Electrophoretic Deposition, jumlah endapan yang menempel pada susbtrat akan semakin meningkat seiring dengan bertambahnya waktu deposisi. (Besra, dkk.2007).



4.4 Analisa Kekasaran

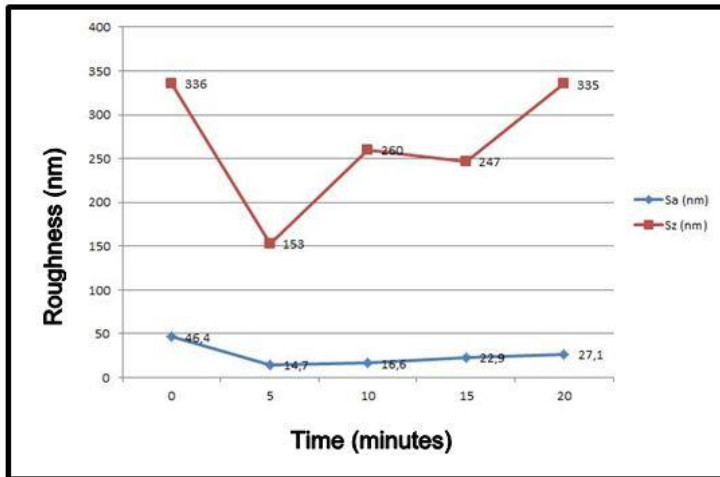
Analisa kekasaran diperlukan untuk mengetahui tingkat kekasaran dari permukaan lapisan tipis Ag-Cs yang dihasilkan. Pengujian kekasaran ini menggunakan Atomic Force Microscopy (AFM).



Gambar 4.10 Hasil Pengujian Kekasaran Lapisan Tipis Ag-Cs pada sampel (a) Substrat SS 316L, (b) 5 menit, (c) 10 menit, (d) 15 menit, (e) 20 menit.



Nilai dari kekasaran sampel ditunjukkan oleh nilai Sa yang sering disebut sebagai RMS (Root Mean Square) yang merupakan nilai rata-rata dari ketinggian atau peak yang membentuk kekasaran serta Sz sebagai ketinggian maksimum.



Gambar 4.11 Grafik nilai kekerasan terhadap variasi waktu deposisi

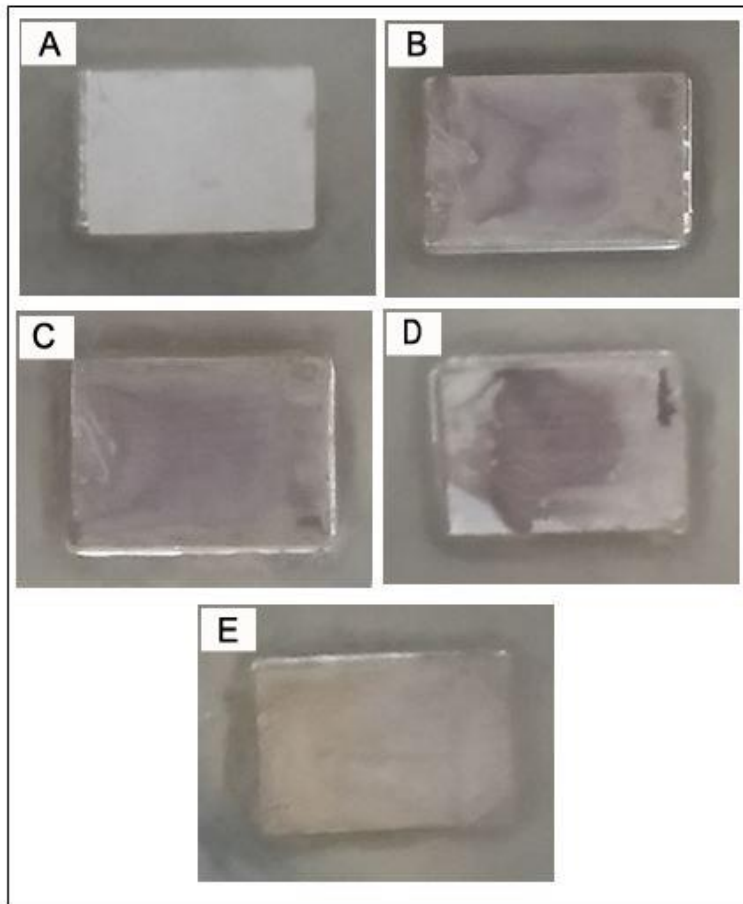
Pada gambar 4.11 terlihat untuk sampel dengan waktu deposisi 5 menit memiliki tingkat kekasaran permukaan yang paling rendah yaitu 14.7 nm. Sedangkan untuk sampel dengan waktu deposisi 20 menit memiliki tingkat kekasaran permukaan yang paling tinggi yaitu 27.1 nm. Peningkatan ini disebabkan oleh semakin lamanya proses deposisi yang dilakukan akan berpengaruh pada jumlah mikropartikel dari Ag yang terbentuk pada permukaan *thin film* (Kim & Joun, 2007). Mikropartikel tersebut yang terbentuk pada permukaan mempengaruhi kekasaran dari permukaan *thin film*.



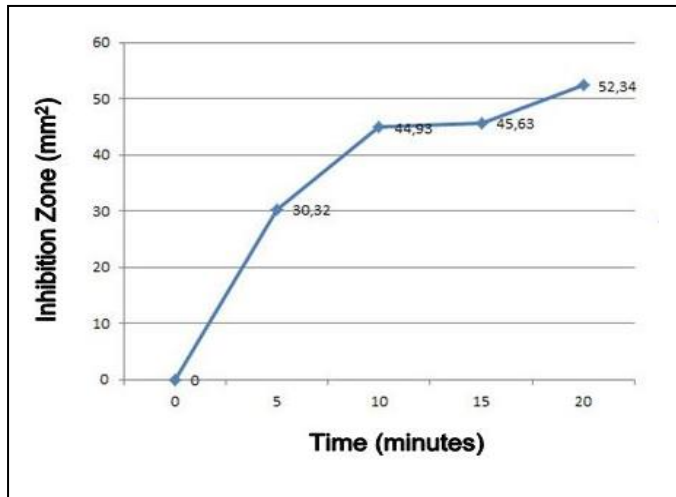
Jika dikorelasikan dengan hasil SEM pada gambar 4.7, maka dapat dikatakan bahwa kekasaran meningkat seiring dengan bertambahnya aglomerat Ag yang ada pada permukaan sampel. Aglomerat Ag inilah yang menambah kekasaran permukaan sampel. Selain itu, berdasarkan hasil EDX lapisan tipis (tabel 4.1). Unsur C dan O yang terdeposit pada substrat mengakibatkan semakin kasarnya permukaan sampel. Semakin rendah waktu deposisi yang diaplikasikan maka akan mereduksi kekasaran permukaan dari *chitosan film*. Menurunnya jumlah permukaan yang tidak rata disebabkan oleh pelepasan evolusi hidrogen selama proses *electrophoretic depotition* (kowalski, dkk.2015).

4.5 Analisa Antimikroba

Pengujian *antimicrobial* dilakukan pada seluruh sampel dengan metode *disk diffusion test*. Pengujian ini menggunakan bakteri *E. Coli* yang merupakan bakteri dengan gram negative. *Eschericia coli* adalah salah satu bakteri yang umumnya menyebabkan infeksi pada orthopedic implant. Bakteri *E. coli* mempunyai kemampuan pembentukan biofilm pada permukaan implan (Crémet dkk., 2011).Sebelum dilakukan pengujian, seluruh sampel diberi perlakuan berupa aktivasi sifat *antimicrobial* dari lapisan tipis Ag-Cs. Aktivasi dari sifat antimicrobial Ag menggunakan larutan NaClO. Gambar zona inhibisi dari tiap lapisan tipis ada pada gambar 4.12.



Gambar 4.12 Zona Inhibisi dari lapisan tipis Ag-Cs pada sampel (a) 0 menit, (b) 5 menit, (c) 10 menit, (d) 15 menit, (e) 20 menit.



Gambar 4.13 Zona inhibisi dari masing-masing spesimen

Dari gambar 4.13 terlihat bahwa substrat dengan lapisan tipis Ag-Cs mampu memberikan efek inhibisi terhadap bakteri *E.Coli* dibandingkan dengan substrat yang tidak dilapisi. Berdasarkan grafik pada gambar 4.13 sampel dengan waktu deposisi 5 menit menghasilkan zona inhibisi yang paling rendah yaitu 30.32 mm². Sedangkan sampel dengan waktu deposisi 20 menit menghasilkan zona inhibisi yang paling tinggi yaitu 52.34 mm². Hal ini berarti semakin lamanya waktu deposisi mengakibatkan semakin meningkatnya zona inhibisi dari lapisan tipis. (Senthilram, 2014). Jika dikorelasikan dengan hasil EDX pada tabel 4.1, unsur Ag meningkat seiring dengan penambahan waktu deposisi. Ag memegang peranan penting dalam pembunuhan bakteri karena penambahan sedikit Ag dapat meningkatkan sifat antimicrobial secara signifikan (Chen, 2015). Nanopartikel perak dapat berinteraksi langsung dengan bakteri, sehingga menyebabkan bakteri tersebut mati. *Antimicrobial* dari



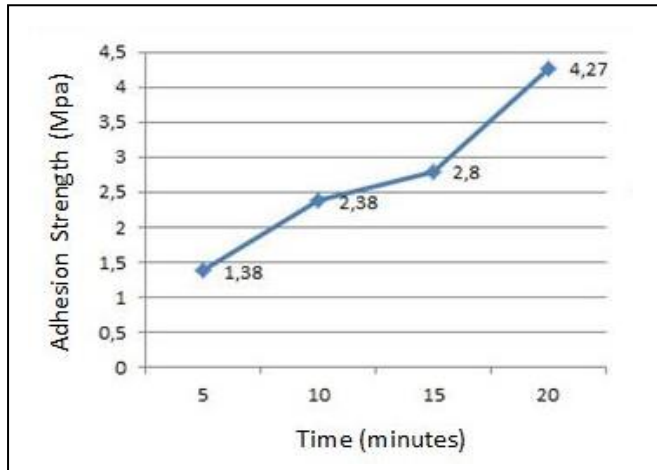
nanopartikel perak dapat melawan bakteri dengan gram positif dan gram negative (Guzman, dkk. 2009).

Kitosan juga berperan dalam sifat antimicrobial dari sampel. Penelitian yang dilakukan Chung dkk (2004), menunjukkan bahwa kitosan cukup baik dalam penghambatan bakteri gram negatif. Kitosan membunuh bakteri dengan cara bereaksi dengan dinding sel bakteri yang menyebabkan hilangnya penyusun dinding sel seperti protein, asam amino, dan glukosa sehingga metabolisme bakteri tersebut rusak.

Jika dibandingkan dengan penelitian sebelumnya yang mengukur sifat antimicrobial lapisan tipis, zona inhibisi dari lapisan Kitosan/AgNPs ini masih lebih rendah. Dibandingkan dengan hasil penelitian yang dilakukan Wardani (2017) yang menggunakan lapisan Ag/TiO₂ dengan proses PVD, zona inhibisi yang dihasilkan oleh lapisan Kitosan/AgNPs masih lebih kecil. Hal ini dikarenakan Ag dan Kitosan yang terdeposisi pada permukaan substrat masih sedikit dan tidak merata sehingga kemampuan antimicrobial yang dihasilkan sedikit kurang efektif.

4.6 Analisa Daya Lekat

Uji daya lekat (adhesion test) dilakukan untuk mengetahui kekuatan daya lekat yang dipengaruhi oleh variasi waktu. Nilai daya lekat berdasarkan standar ASTM D4541 didapatkan hasil sesuai pada gambar 4.14.



Gambar 4.14 Hasil uji pull off pada sampel dengan variasi waktu yang berbeda.

Berdasarkan grafik pada gambar 4.14 sampel dengan waktu deposisi 5 menit memiliki rata-rata kekuatan adhesi paling rendah yaitu sebesar 1,38 Mpa. Sedangkan sampel dengan waktu deposisi 20 menit memiliki rata-rata kekuatan adhesi paling tinggi yaitu sebesar 4,27 Mpa. Jika dikorelasikan dengan hasil pengukuran ketebalan (gambar 4.5) dan hasil EDX (tabel 4.1), penambahan waktu deposisi membuat semakin banyak unsur yang terdeposit ke permukaan substrat mengakibatkan semakin tebal lapisan tipis yang terbentuk. kekuatan adhesi dari lapisan Ag-Cs dipengaruhi oleh semakin bertambahnya unsur yang terdeposit di atas permukaan substrat (Pawel, 1988).

Penambahan senyawa kitosan pada lapisan akan meningkatkan sifat mekanik dari lapisan tersebut. Kitosan merupakan polimer yang memiliki kemampuan untuk mengikat logam. Kitosan mempunyai kapasitas adsorpsi yang baik untuk



beberapa ion logam dikarenakan gugus amino ($-NH_2$) dan hidroksil ($-OH$) pada strukturnya. Dengan elektron nitrogen, amino berfungsi sebagai ligan/titik ikatan untuk ion logam, membentuk kompleks logam. (Thomas, 2013)

Jika dibandingkan dengan penelitian sebelumnya yang mengukur sifat mekanik lapisan tipis, kekuatan daya lekat dari lapisan Kitosan/AgNPs ini masih lebih rendah. Dibandingkan dengan hasil penelitian yang dilakukan Wardani (2017) yang menggunakan lapisan Ag/TiO₂ dengan proses PVD, kekuatan adhesi yang dihasilkan oleh lapisan Kitosan/AgNPs masih lebih kecil. Hal ini dikarenakan Ag dan Kitosan yang terdeposisi pada permukaan substrat masih sedikit dan tidak merata sehingga kekuatan adhesi yang dihasilkan relatif rendah.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari hasil dan analisa data yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan :

1. Meningkatnya waktu deposisi menyebabkan semakin tebalnya lapisan tipis Ag-Cs. Ketebalan ini dikarenakan semakin banyaknya partikel Ag dan Cs yang terdeposit ke permukaan substrat. Sampel dengan waktu deposisi 20 menit memiliki ketebalan yang paling tinggi yaitu 19.64 μm . semakin banyak terbentuk aglomerat Ag pada permukaan substrat. Aglomerat ini menyebabkan sampel ini memiliki rata-rata kekasaran permukaan yang paling tinggi yaitu 27,1 nm. Selain itu, sampel dengan waktu deposisi 20 menit ini juga memiliki sifat mekanik yang paling baik. Hal ini dikarenakan banyaknya Cs yang terdeposit ke permukaan substrat dan menambah sifat mekanik dari lapisan tipis.
2. Kemampuan *antimicrobial* dari lapisan tipis Ag-Cs dipengaruhi oleh banyaknya partikel Ag yang terdeposit ke permukaan substrat. Sampel dengan waktu deposisi 20 menit memiliki lebar zona inhibisi yang paling luas yaitu 52,34 mm^2 . Hal ini dikarenakan semakin banyaknya Ag yang teraktivasi ketika direaksikan dengan NaClO.

5.2 Saran

1. Dilakukan penelitian lebih lanjut mengenai material *antimicrobial* dalam bentuk lapisan tipis.
2. Kelengkapan peralatan K3 selama proses harus diperhatikan karena menggunakan larutan asam.



(halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR PUSTAKA

- Abdoli, H., Zarabian, M., Alizadeh, P., Sadrnezhaad, S.K. 2011. "Fabrication of aluminum nitride coatings by electrophoretic deposition: Effect of particle size on deposition and drying behavior". **Ceramics International** 37, 1 :313-319.
- Ahmadpourian, A., Luna, C., Boochani, A., Arman, A., Achour, A., Rezaee, S., Naderi, S. 2016. "The effects of deposition time on surface morphology, structural, electrical and optical properties of sputtered Ag-Cu thin films". **THE EUROPEAN PHYSICAL JOURNAL PLUS**. 131 : 381.
- ASM International. 2008. "Austenitic Stainless Steels". **Stainless Steels for Design Engineers**.
- Azom. 2001. "Stainless Steel – Grade 316 (UNS S31600)". 3 : 1-6.
- Bai, L., Hang, R., Gao, A., Zhang, X., Huang, X., Wang, Y., Tang, B., Zhao, L., & Chu, P. K. 2015. "Nanostructured titanium–silver coatings with good antibacterial activity and cytocompatibility fabricated by one-step magnetron sputtering". **Applied Surface Science** 355. 32-44.
- Besra, L., Liu, M. 2007. "A review on fundamentals and applications of electrophoretic deposition (EPD)". **Progress in Materials Science** 52, 3 : 1–61.
- Carapeto, A., Ferrara, A., Rego, A. 2017. "Unraveling the reaction mechanism of silver ions reduction by chitosan from so far neglected spectroscopic features". **Carbohydrate Polymers** 174. 601–609.
- Caryono. 2014. "Pelapisan Hidroksiapatit Berbasis Cangkang Telur Pada Logam Stainless Steel 316 dengan Metode Deposisi Elektroforetik". **Departemen Fisika IPB**.
- Chatzinikolaou, I., Finkel, K., Hanna, H., Boktour, M., Foringer, J., Ho, T., Raad, I. 2003. "Antibiotic-Coated Hemodialysis Catheters for the Prevention of Vascular

- Catheter-Related Infections: A Prospective, Randomized Study”. **Excerpta Medica Inc** 1 :352-357.
- Chen, M., Zhang, E., Zhang, L. 2016. “Microstructure, mechanical properties, bio-corrosion properties and antibacterial properties of Ti–Ag sintered alloys”. **Materials Science and Engineering C** **62**. 350–360.
- Chung, Y. C., Su, Y. P., Chen, C., Jia, G., Wang, H., Wu, J. C., Lin, J. 2004. “Relationship between antibacterial activity of chitosan and surface characteristics of cell wall”. *Acta Pharmacol Sin.* 25 (7): 932-936
- Cremet, L., Corvec, S., Bemer, P., Bret, L., Lebrun, C., Lesimple, B., Miegerville, A., Reynaud, A., Lepelletier, D., Caroff, N. 2012. “Orthopaedic-implant infections by *Escherichia coli*: Molecular and phenotypic analysis of the causative strains”. **Journal of Infection** **64**, 169-175.
- Dadfar, M., Fathi, M., Karimzadeh, F., Saatchi, A. 2007. “Effect of TIG welding on corrosion behavior of 316L stainless steel”. **Materials Letters** **61**. 2343–2346.
- Duran, N., Marcato1, P. D., Souza, G. I., Alves, O. L., Esposito, E. 2007. “Antibacterial Effect of Silver Nanoparticles Produced by Fungal Process on Textile Fabrics and Their Effluent Treatment”. **Journal of Biomedical Nanotechnology Vol 3**. 1 : 203-208.
- Djokic, S. 2008. ”Treatment of Various Surfaces with Silver its Compounds for Topical Wound Dressings, Catheter and Other Biomedical Applications”. **The Electrochemical Society**. 10 : 1-12.
- Ferreri, I., Calderon, S. V., Galindo, R. E., Palacio, C., Henriques, M., Piedade, A. P., Carvalho, S. “Silver activation on thin films of Ag–ZrCN coatings for antimicrobial activity”. **Materials Science and Engineering C** **55**, 2 :547–555.
- Guo, L., Yuan, W., Lu, Z., Li, C. M. 2013. “Polymer/nanosilver composite coatings for antibacterial applications”. **Colloids and Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects** 439, 69– 83.

- Guzman, M.G., Dille, J., Godet, S. 2009. "Synthesis of silver nanoparticles by chemical reduction method and their antibacterial activity". **International Journal of Chemical and Biomolecular Engineering** 2:3.
- Gebhardt, F., Seuss, S., Turhan, M.C., Hornberger, H., Virtanen, S., Boccaccini, A.R. "Characterization of electrophoretic chitosan coatings on stainless steel". **Materials Letters** 66, 2 : 302–304.
- Harahap, M. R. 2016. "Sel Elektrokimia: Karakteristik dan Aplikasi". **Circuit** Vol.2, No.1.
- Hermastuti, R. 2017. "Pengaruh Waktu Deposisi Dan Tekanan Gas Argon Proses *Physical Vapour Deposition* (PVD) Pada Lapisan Tipis Ag-Cu Untuk Aplikasi Sifat *Antimicrobial* Pada *Orthopedic Device*". **Departemen Teknik Material ITS**.
- Hull, T. R., Colligon, J. S., Hill, A. E. 1987. "Measurement of thin film adhesion". **Pergamon Journals Ltd vol 37**. 1 : 327-330.
- Hudzicki, J. 2009. "Kirby-Bauer Disk Diffusion Test Protocol". **American Society For Microbiology**, 3 :1-23.
- Ivan, S., Branka, S. 2004. "Silver nanoparticles as antimicrobial agent: a case study on *E. coli* as a model for Gram-negative bacteria". **Journal of Colloid and Interface Science** 275 : 177-182.
- Jennings, J. A., Bumgardner, J. D. 2017. "Chitosan Based Biomaterials Fundamental Volume 1". **Woodhead Publishing**.
- Kedziora, A., Strek, W., Kepinski, L., Ploskonska, G. B., Doroszkiewicz, W. 2012. "Synthesis and antibacterial activity of novel titanium dioxide doped with silver". **J Sol-Gel Sci Technol**, 1 : 79–86.
- Kim, H., Joun, M. 2007. "Effects of Deposition Temperature and Time on the Surface Characteristics of TiN-coated High-speed Steel by Arc Ion Plating". **Journal of Mechanical Science and Technology** 21 .575-584

- Kim, J. G. 1998. "Ozone As An Antimicrobial Agent In Minimally Processed Foods". **Doctoral Dissertation. The Ohio State University.**
- Kowalski, P., Losiewicz, B., Goryczka, T. 2015. "DEPOSITION OF CHITOSAN LAYERS ON NiTi SHAPE MEMORY ALLOY". **ARCHIVES OF METALLURGY AND MATERIALS.**
- Lawrie, G., Keen, I., Drew, B., Temple, A., Rintoul, L., Fredericks, P., Grondahl, L. 2007. "Interactions between Alginate and Chitosan Biopolymers Characterized Using FTIR and XPS". **Biomacromolecules** **8**, 2533-2541
- Lemire, J. A., Harrison, J. J., & Turner, R. J. 2013. "Antimicrobial activity of metals: mechanisms, molecular targets and applications". **Nat Rev Micro** **11**, 6:371-384.
- Mabruri, E. 2009. "Pelapisan Nano-Komposit Hydroxyapatite/Chitosan Pada SS 316 L dan Ti-6Al-4V Sebagai Material untuk Prostetik yang Biokompatibel, Murah dan Kuat". **Laporan Penelitian.** Tangerang : Puslit Metalurgi LIPI.
- Manivasagam, G., Dhinasekaran, D., Rajamanickam, A. 2010. "Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention – A Review". **Recent Patents on Corrosion Science.** No.2, 3 : 40-54.
- Mekawati. 2000. "Aplikasi Kitosan Hasil Transformasi Kitin dari Limbah Udang (*Penaeus merguensis*) untuk Adsorpsi Ion Logam Timbal". **Jurusan Kimia Universitas Diponegoro.**
- Moerman, F. 2015. " Antimicrobial Materials, Coatings And Biomimetic Surfaces With Modified Microtopography To Control Microbial Fouling Of Product Contact Surfaces Within Food Processing Equipment: Legislation,

- Requirements, Effectiveness And Challenges”. **Journal of Hygienic Engineering and Design**, 4 : 8-29.
- Nurbainah, E. 2009. “Pelapisan Hidroksiapatit (Hap) Pada Permukaan Logam Stainless Steel 316L Dengan Metode Deposisi Elektroforesis (EPD)”. **Departemen Fisika IPB**.
- Oshida, Y., Guven, Y. 2015. “ Biocompatible Coatings for Metallic Biomaterials”. **Surface Coating and Modification of Metallic Biomaterials**. 1 : 287-343.
- Paladini, F., Pollini, M., Sannino, A., Ambrosio, L. 2015. “Metal-Based Antibacterial Substrate for Biomedical Applications”. **Biomacromolecules**, 3 : 1-35.
- Palza, H. 2015. “Antimicrobial Polymers with Metal Nanoparticles”. *Int. J. Mol. Sci.* 16, 2099-2116
- Pawel, J., Mchargue, C. 1988. “Testing of adhesion of thin films to substrates”. **J. Adhesion Sci. Technol.** Vol.2, 5. 369-383.
- Pishbin, F., Mouriño, V., Gilchrist, J. B., McComb, D.W., Kreppel, S., Salih, V., Ryan, M. P. Boccaccini. A. R. 2013. “Single-step electrochemical deposition of antimicrobial orthopaedic coatings based on a bioactive glass/chitosan/nano-silver composite system”. **Acta Biomaterialia**, 9 : 7469-7479.
- Raddaha, N., Arias, L., polo, S., Virtanen, S., Roether, J., Boccacini, R. 2014. “Electrophoretic Deposition of Chitosan/h-BN and Chitosan/h-BN/TiO₂ Composite Coatings on Stainless Steel (316L) Substrates”. **Materials** 7, 1814-1829.
- Rahman, I. L. 2012. “Penyediaan Dan Karakterisasi Kitosan Glutaraldehida Sebagai Adsorben Untuk Menentukan Kadar Ion Logam Cu Dengan SSA (Spektrofotometri Serapan Atom)”. **Departemen Kimia USU**.
- Rajendran, N., Rajeswari, S. 1996. “Super austenitic stainless steels-a promising replacement for the currently used type

- 316L stainless steel as the construction material for flue-gas desulphurization plant”. **Journal Of Materials Science** **31**. 6615-6619.
- Reidy, B., Haase, A., Luch, A., Dawson, K. A., Lynch, I. 2013. “Mechanisms of Silver Nanoparticle Release, Transformation and Toxicity: A Critical Review of Current Knowledge and Recommendations for Future Studies and Applications”. **Materials**. 29 : 2295-2350.
- Rinaudo, M., Pavlov, G., Desbrieres, J. 1999. “Influence of acetic acid concentration on the solubilization of chitosan”. **Polymer** 40 7029-7032.
- Sally, I. 2014. “Pengaruh Kuat Arus Dan Waktu Pelapisan Nikel Pada Baja Karbon Rendah St 37 Dengan Metode Elektroplating”. **Universitas Sumatera Utara**.
- Saputra, E. K. 2018. “Analisis Pengaruh Perbandingan Luas Area Mosaik Target Pada Proses PVD Terhadap Morfologi, Sifat Mekanik Dan Antimicrobial Lapisan Tipis Ag-TiO₂. **Departemen Teknik Material ITS**.
- Sakka, Y., Uchikoshi, T. 2010. “Forming and Microstructure Control of Ceramics by Electrophoretic Deposition (EPD)”. Hosokawa Powder Technology Foundation. **KONA Powder and Particle Journal No.28**, 5 : 1-17.
- Sarkar, P., Nicholson, P. 1996. “Electrophoretic Deposition (EPD) Mechanism, Kinetics, and Application to Ceramics”. **Journal of the American Ceramic Society** 79 : 1987-2002.
- Senthilram, T. 2014. “A Study On Electrophoretic Deposition Of Chitosan On Micro Fibrous Substrates”. **FACULTY OF TECHNOLOGY ANNA UNIVERSITY**.
- Sutomo, Senen, Rahmat. 2010. “Pengaruh Arus dan Waktu Pada Pelapisan Nikel Dengan Elektroplating Untuk Bentuk Plat”. **Fakultas Teknik Universitas Diponegoro**.
- Sutowo, C., Ikhsan, M., Kartika, I. 2014. “Karakteristik Material Biokompatibel Aplikasi Implan Medis Jenis Bone Plate”. **Seminar Nasional Sains dan Teknologi**, 2 : 1-5.

- Sharmin, Eram., Ahmad, S., Zafar, F. 2012. Renewable Resources in Corrosion Resistance. **Corrosion Resistance** : Intech Open, 8 : 449-472
- Tiller, J. C. 2006. Silver-Based Antimicrobial Coatings **Polymeric Drug Delivery II** : American Chemical Society.
- Totten, G. E. 2007. **“Steel Heat Treatment Metallurgy and Technologies”**. Boca Raton : CRC Press.
- Thariq, M., Fadli,A., Rahmat,A., Handayani, R. 2016. “Pengembangan Kitosan Terkini pada Berbagai Aplikasi Kehidupan: Review”. 3 : 49-63.
- Thatte, M.R. 2004. “Synthesis and antibacterial assessment of watersoluble hydrophobic chitosan derivatives bearing quaternary ammonium functionality”. **LSU Doctoral Dissertations**, 29 : 1-107.
- Thomas, V., Yallapu, M., Sreedhar, B., Bajpai, S. 2009. “Fabrication, Characterization of Chitosan/Nanosilver Film and Its Potential Antibacterial Application”. **Journal of Biomaterials Science** **20**. 2129–2144.
- Tripathi, S., Mehrotra, G K., Dutta, P K. 2011. “Chitosan–silver oxide nanocomposite film: Preparation and antimicrobial activity”. **Bulletin of Materials Science** **vol 34**, 2 : 29-35.
- Troitzsch, D., Borutzky, U., & Junghannß, U. 2009. "Detection of antimicrobial efficacy in silver-coated medical devices". **Hygiene & Medizin** **34**, 5 : 80-85.
- Velasco, S., Cavaleiro, A., Carvalho, S. 2016. **“Functional properties of ceramic-Ag nanocomposite coatings produced by magnetron sputtering”**. Progress in Materials Science **84**. 158–191.
- Venkatesham, M., Ayodhya, D., Madhusudhan, A., Babu, N., Veerabhadram, G. 2012. “A novel green one-step synthesis of silver nanoparticles using chitosan: catalytic activity and antimicrobial studies”. **Appl Nanosci**.

- Wang, Y. C., Leu, I. C., Hon, M. H. 2004. "Kinetics of Electrophoretic Deposition for Nanocrystalline Zinc Oxide Coatings". 2 : 84-88.
- Wardani, P. K. 2018. "Analisis Pengaruh Waktu Deposisi pada Proses PVD terhadap Morfologi, Sifat Mekanik, dan Antimicrobial dari Lapisan Tipis Ag-TiO₂". **Departemen Teknik Material ITS**.
- Zuriardi, M Rizki., Fadli, A., Amri, A. 2015. " Pelapisan Permukaan *Stainless Steel* 316L Menggunakan Hidroksiapatit Dengan Metode Deposisi Elektroforesis". **Jom Fteknik Volume 2**, 2 : 1-7.
- Zhao, F., Yin, Y., Lu, W. W., Leong, J. C., Zhang, W., Zhang, J., Zhang, M., Yao, K. 2002. "Preparation and histological evaluation of biomimetic three-dimensional hydroxyapatite/chitosan-gelatin network composite scaffolds". **Biomaterials 23**, 2 : 3227-3234.

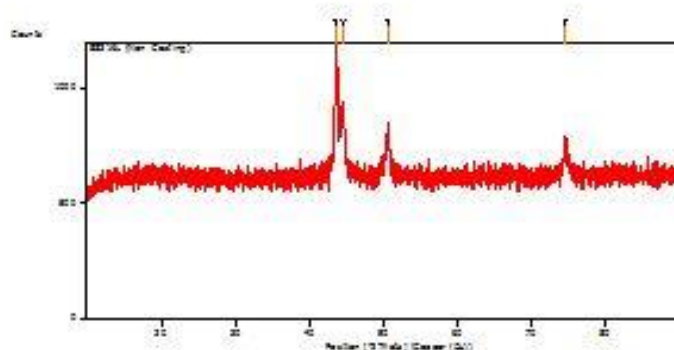
LAMPIRAN HASIL XRD

This is the simple example template containing only headers for each report item and the bookmarks. The invisible bookmarks are indicated by text between brackets. Modify it according to your own needs and standards.

Measurement Conditions: (Bookmark 1)

Dataset Name	SS316L (Npp_Coating)
File name	E:\DATA PENGUJIAN\Penbimbing P. Agung P\Hadi14
Met/SS316L (Npp_Coating).nd	
Comment	Configuration-Reflection-Transmission Sp Goniometer-PW3050/60 (Theta/Theta), Mini
Measurement Date / Time	5/13/2018 2:30:00 PM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Gonio
Start Position [°2 θ .]	10.0084
End Position [°2 θ .]	89.9764
Step Size [°2 θ .]	0.0170
Scan Step Time (s)	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2 θ .]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length (mm)	10.00
Receiving Slit Size (mm)	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffractionmeter Type	XPert MPD
Diffractionmeter Number	1
Goniometer Radius (mm)	200.00
Dist.Focus-Diverg. Slit (mm)	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (Bookmark 2)



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. (°2 θ)	Height (cts)	FWHM LeB (°2 θ)	d-spacing (Å)	Rel. Int. (%)
43.3131	503.29	0.3348	2.07938	100.00
44.5298	270.65	0.2676	2.03473	59.78
50.6281	204.77	0.2676	1.80303	40.69
74.5028	152.16	0.2676	1.27962	30.23

Pattern List: (Bookmark 4)

Document History: (Bookmark 5)

Instr. Measurement:

- File name - S33161 (Nip_Capping).ed
- Modification time - "5/31/2018 9:54:35 AM"
- Modification editor - "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived - "Yes"
- Step Size - "0.01"
- Modification time - "5/31/2018 9:54:35 AM"
- Modification editor - "PANalytical"

Search Peaks:

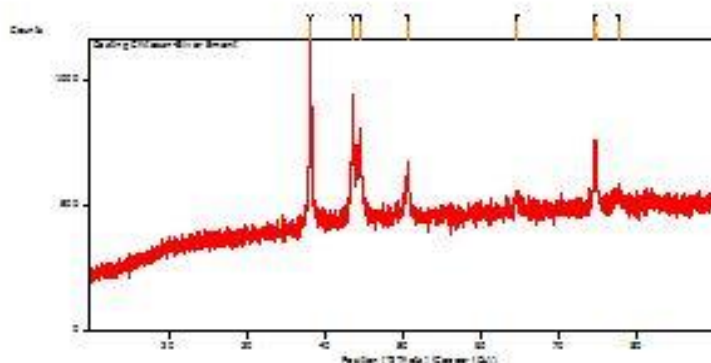
- Minimum significance - "1"
- Minimum tip width - "0.02"
- Maximum tip width - "1"
- Peak base width - "2"
- Method - "Minimum 2nd derivative"
- Modification time - "11/24/2017 8:15:40 AM"
- Modification editor - "Teknik Material"

This is the single example template containing only headers for each report item and the bookmarks. The invisible bookmarks are indicated by text between brackets. Modify it according to your own needs and standards.

Measurement Conditions: (Bookmark 1)

Dataset Name	Coating Chitosan-Silver 5mmx10
File name	E:\DATA_PENGUJIAN\Pembimbing\J. Agung
File Path	Amari\Coating Chitosan-Silver 5mmx10\Coating Chitosan-Silver 5mmx10
Comment	Configuration-Reflection-Transmission Sp
	Geniometer-PW3050/60 (Theta/Theta); Mini
Measurement Date / Time	4/3/2018 10:35:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Genio
Start Position [°2 θ .]	10.0084
End Position [°2 θ .]	89.9764
Step Size [°2 θ .]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2 θ .]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffractionmeter Type	XPert MPD
Diffractionmeter Number	1
Geniometer Radius [mm]	200.00
Dist.Facet-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (Bookmark 2)



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2 θ]	Height [cts]	FWHM LeB [°2 θ]	d-spacing [Å]	Ref. Int. [%]
33.1048	702.20	0.1340	2.36171	100.00
43.5478	474.09	0.2007	2.07831	67.51
44.4081	313.58	0.1673	2.04002	44.66
50.6172	197.05	0.2007	1.90339	28.06
64.5661	56.20	0.5353	1.44343	8.00
74.5444	231.44	0.2040	1.27193	32.96
74.7935	183.13	0.1224	1.27146	26.03
77.5012	50.54	0.6528	1.23064	7.20

Pattern List: (Bookmark 4)

Document History: (Bookmark 5)

Insert Measurement:

- File name - Coating Chitosan-Silver Seminar
- Modification time - "4/5/2018 7:20:34 AM"
- Modification editor - "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived - "Yes"
- Step Size - "0.01"
- Modification time - "4/5/2018 7:20:34 AM"
- Modification editor - "PANalytical"

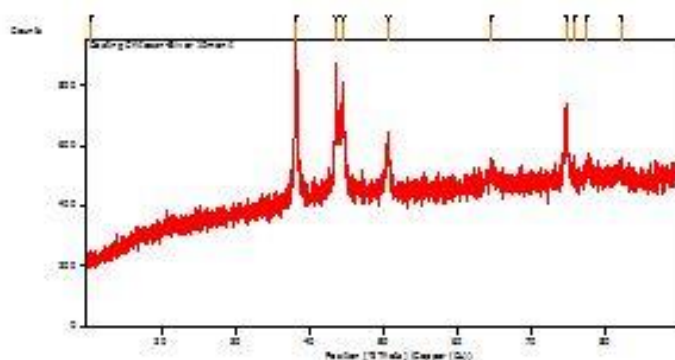
Search Peaks:

This is the single example template containing only headers for each report item and the bookmarks. The invisible bookmarks are indicated by text between brackets. Modify it according to your own needs and standards.

Measurement Conditions: (Bookmark 1)

Dataset Name	Coating Chitosan-Silver 10 menit
File name	E:\DATA PENGULIHAN\Penbimbing\P. Agung
P\Radi\Amazot\Coating Chitosan-Silver 10 menit\Coating Chitosan-Silver 10 menit.rd	
Comment	Configuration-Reflection-Transmission Sp Goniometer-PW3050/60 (Theta Theta); Mini
Measurement Date / Time	4/3/2018 10:47:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Genio
Start Position [*2 Th.]	10.0084
End Position [*2 Th.]	89.9764
Step Size [*2 Th.]	0.0170
Scan Step Time (s)	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [*2 Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size ["]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffractionmeter Type	XPert MPD
Diffractionmeter Number	1
Goniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (Bookmark 2)



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [2 θ]	Height [cts]	FWHM LoB [2 θ]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
10.6314	6.13	0.3029	8.30394	1.13
38.1470	519.34	0.2007	2.35919	100.00
43.5827	401.20	0.1506	2.07672	77.25
44.5073	299.86	0.2676	2.03570	57.74
50.6745	176.39	0.1673	1.80148	33.96
64.5597	63.79	0.4015	1.44355	12.28
74.5807	244.79	0.1338	1.27248	47.13
75.8120	65.56	0.0612	1.25381	12.62
77.4687	46.11	0.4015	1.23210	8.88
81.9491	22.28	0.3029	1.17570	4.29

Pattern List: (Bookmark 4)

Document History: (Bookmark 5)

Insert Measurement:

- File name - Coating Chitosan-Silver 10mm.mxd
- Modification time - "4/5/2018 7:21:11 AM"
- Modification editor - "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

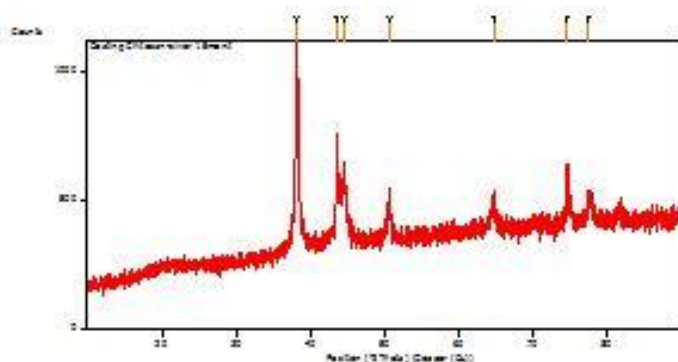
- Derived - "Yes"
- Step Size - "0.01"
- Modification time - "4/5/2018 7:21:11 AM"
- Modification editor - "PANalytical"

This is the simple example template containing only headers for each report item and the bookmarks. The invisible bookmarks are indicated by text between brackets. Modify it according to your own needs and standards.

Measurement Conditions: (Bookmark 1)

Dataset Name	Coating Chitosan-silver 1.5mmx1
File name	E:\DATA PENGULIAN\Penelitian\P. Agung
P\Radi\Amater\Coating Chitosan-silver 1.5mmx1\Coating Chitosan-silver 1.5mmx1.ed	
Comment	Configuration-Reflection-Transmission Sp
	Geniemotor-PW3050/60 (Theta Theta), Mini
Measurement Date / Time	4/2/2018 4:11:00 PM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Genie
Start Position [°2 θ .]	10.0084
End Position [°2 θ .]	89.9764
Step Size [°2 θ .]	0.0170
Scan Stop Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2 θ .]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffractionmeter Type	XPert MPD
Diffractionmeter Number	1
Geniemotor Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (Bookmark 2)



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. (°2 θ)	Height (cts)	FWHM Left (°2 θ)	d-spacing (Å)	Rel. Int. (%)
38.1033	740.06	0.2676	2.36179	100.00
43.5053	374.06	0.0669	2.08024	50.34
44.5054	279.16	0.2342	2.03579	37.72
50.6459	177.60	0.1338	1.80244	24.00
64.7167	101.19	0.2676	1.44043	13.67
74.5726	229.03	0.1338	1.27260	30.95
77.4162	79.79	0.4013	1.23280	10.78

Pattern List: (Bookmark 4)

Document History: (Bookmark 5)

Instrument Measurement:

- File name - "Coating Chitosan-silver 15nmk1ed"
- Modification time - "4/5/2018 7:21:41 AM"
- Modification editor - "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived - "Yes"
- Step Size - "0.01"
- Modification time - "4/5/2018 7:21:41 AM"
- Modification editor - "PANalytical"

Search Peaks:

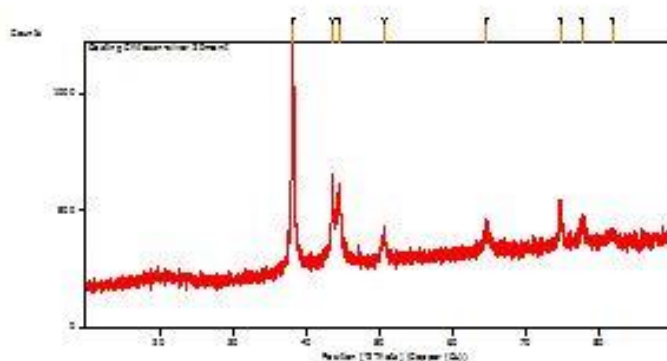
- Minimum significance - "1"

This is the simple example template containing only headers for each report item and the bookmarks. The invisible bookmarks are indicated by text between brackets. Modify it according to your own needs and standards.

Measurement Conditions: (Bookmark 1)

Dataset Name	Coating Chitosan-silver 20menit
File name	E:\DATA PENGULIAN\Permbimbing\P. Agung
P:\Madi\Amant\Coating Chitosan-silver 20menit\Coating Chitosan-silver 20menit.ed	
Comment	Configuration-Reflection-Transmission Sp
	Geniometer-PW3050/60 (Theta/Theta), Mini
Measurement Date / Time	4/2/2018 3:52:00 PM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Genie
Start Position [°2 θ .]	10.0084
End Position [°2 θ .]	39.9764
Step Size [°2 θ .]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2 θ .]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffractionmeter Type	XPert MPD
Diffractionmeter Number	1
Geniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (Bookmark 2)



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. (°2 θ)	Height (cts)	FWHM LoB (°2 θ)	d-spacing (Å)	Ref. Int. (%)
38.1730	961.81	0.1171	2.35764	100.00
43.5480	327.25	0.1673	2.07830	34.02
44.4248	296.66	0.2342	2.03930	30.34
50.6921	110.47	0.2676	1.80090	11.49
64.5830	109.87	0.4015	1.44309	11.42
74.3767	164.13	0.3346	1.27234	17.06
77.5267	105.52	0.2676	1.23132	10.97
81.6729	32.18	0.3029	1.17898	3.35

Pattern List: (Bookmark 4)

Document History: (Bookmark 5)

Insert Measurement:

- File name - Coating Chitosan-silver 20minit.ed
- Modification time - "4/5/2018 7:22:11 AM"
- Modification editor - "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived - "Yes"
- Step Size - "0.01"
- Modification time - "4/5/2018 7:22:11 AM"
- Modification editor - "PANalytical"

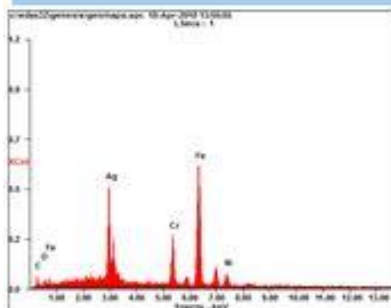
Search Peaks:

LAMPIRAN HASIL PENGUJIAN SEM EDX

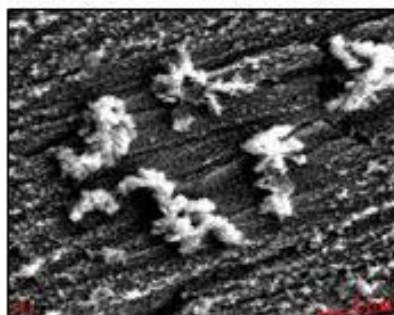
Microanalysis Report

Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here* 4/18/2018



NAME	Wt%	At%
CA	02.17	11.78
OA	01.32	08.23
AgL	30.77	17.89
CrA	12.04	12.83
FeA	48.10	43.07
AlA	07.08	08.18
Matrix	Correction	ZAF



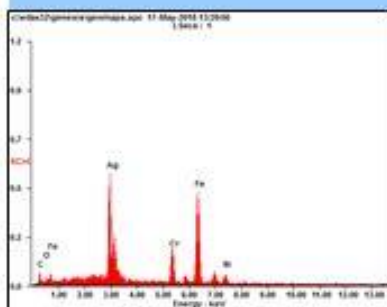
Microanalysis Report

Prepared for: *Company Name Here*

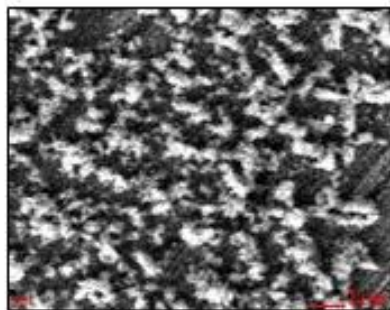
Prepared by: *Your Name Here*

5/17/2018

EDAX TSL
ANALYTICAL
AMETEK



ELEMENT	Wt%	At%
CA	03.15	11.99
OA	01.72	01.31
AgL	40.12	20.10
CrA	09.90	12.37
FeA	37.82	40.43
NiA	06.19	08.19
Matrix	Correction	ZAF

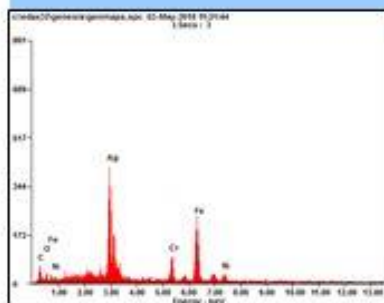


Microanalysis Report

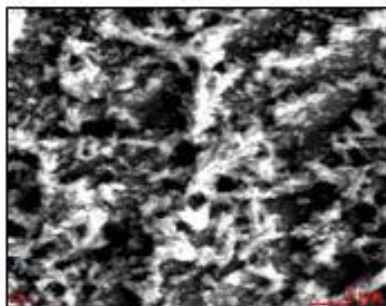
Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

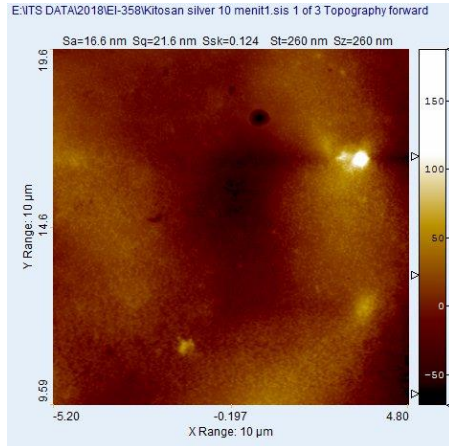
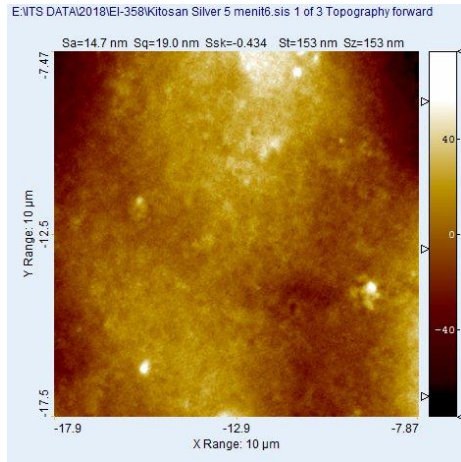
5/3/2018

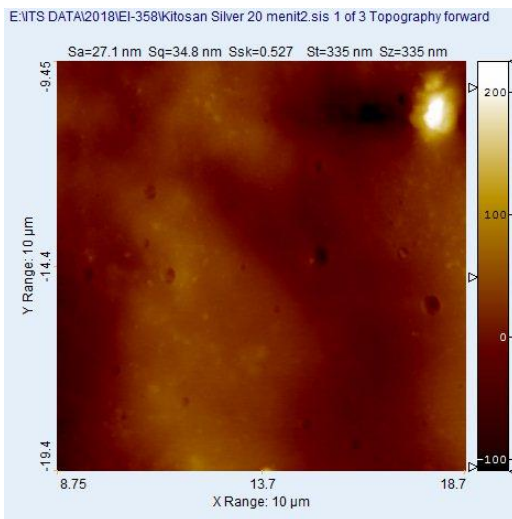
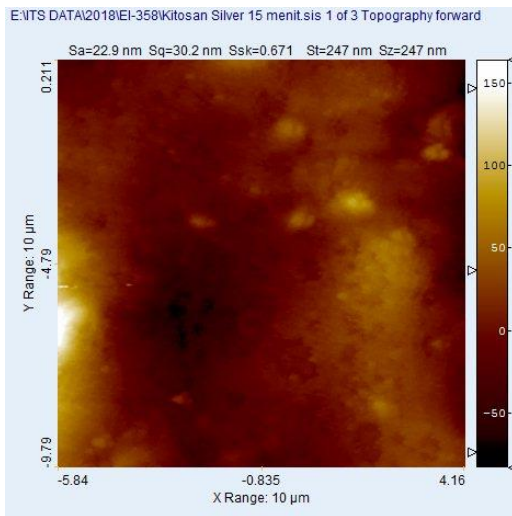


ELEMENT	Wt%	At%
CA	04.49	20.06
UA	03.47	11.83
AgL	44.28	21.04
CUA	08.56	09.13
FeA	33.20	31.91
AlA	03.70	03.21
Matrix	Correction	ZAF



LAMPIRAN HASIL PENGUJIAN KEKASARAN





LAMPIRAN HASIL PENGUJIAN ANTIMIKROBA



LABORATORIUM MIKROBIOLOGI DAN BIOTEKNOLOGI
Departemen *BIOLOGI*
Fakultas Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Telp/Fax: 031-596 38 57 email: biologi@its.ac.id
Lab. Mikrobiologi Gedung H Lantai 2 Kampus ITS Kepuuh Sukolilo
Surabaya (60111)

Nomor :
Lampiran : 1 (satu) berkas
Hal : Hasil analisa

HASIL UJI ANALISA MIKROORGANISME

Kode sampel :
Sampel dari : Radin, Fakultas Material dan Metalurgi
Tanggal terima : 24 April 2018
Rincian sampel : Plat logam
Hasil Pengujian : -terlampir-

Surabaya, 3 Mei 2018
Kepala Laboratorium Mikrobiologi & Bioteknologi,
Departemen Biologi FIA-ITS

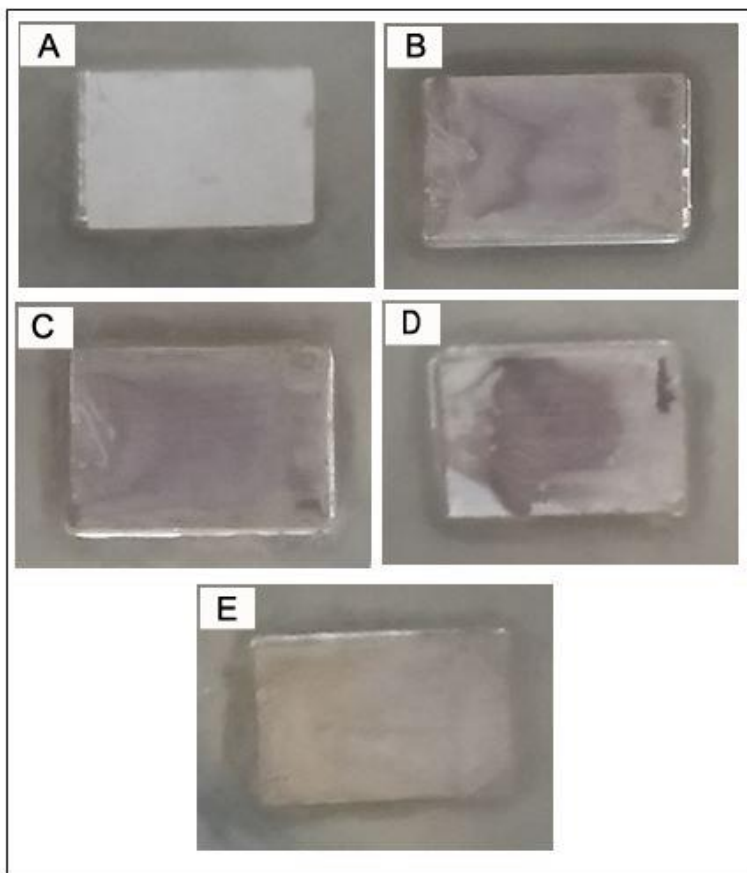
Nur Hidayatul Ahmi, S.Si., M.Si.
NIP. 19850501 201212 2 001

1. Deskripsi sampel

- Nama : Radit, Hadi dan Zaki
- Bentuk : Plat Logam
- Kemasan : Plastik Klip
- Diterima : 10 April 2018 dan 24 April 2018
- Jenis analisa : Uji Anti Mikroba Plat Logam terhadap pertumbuhan *Escherichia coli*

2. Metode uji:

1. Pembuatan suspensi bakteri dilakukan dengan menginokulasikan bakteri *E. coli* dari Nutrient Agar (NA) slant ke dalam Nutrient Broth (NB), selanjutnya diinkubasi selama 24 jam di *rotary shaker* dengan kecepatan 120 rpm. Setelah itu kultur diukur nilai absorbansinya menggunakan spektrofotometer hingga didapatkan OD pada kisaran 0,4 – 0,6 atau setara dengan kepadatan 10^7 sel/ml pada panjang gelombang 600 nm.
2. Pembuatan medium Mueller-Hinton Agar (MHA) yang di sterilisasi menggunakan autoclave dengan suhu 121° selama 15 menit dan kemudian di plate ke cawan Petri steril dan didapatkan pada suhu ruang.
3. Suspensi bakteri ~~kemudian~~ di swab menggunakan cotton bud steril. Swab dilakukan secara merata pada seluruh permukaan medium MHA.
4. Sebelumnya Sterilisasi sampel plat dengan merendam plat dengan alkohol 70% selama 2 hari.
5. Plat uji direndam pada larutan NaOCl 5 % selama 5 menit, kemudian di bilas menggunakan akuades steril.
6. Selanjutnya plat di kering anginkan dan di letakkan pada medium MHA+bakteri dengan posisi yang disesuaikan
7. Plate diinkubasi selama 24 jam di incubator dengan suhu 37 C
8. Pengamatan dilakukan dengan menghitung besarnya zona hambat menggunakan jangka sorong.



Gambar Zona Inhibisi Spesimen

Sampel	Luas Plat (mm²)*	Luas Total Inhibisi (mm²)	Luas Zona Bening (mm²)	Rata-rata (mm²)
A	140	140	0	0
B	140	162,75	22,75	30,32
	140	173,31	33,31	
	140	174,9	34,9	
C	140	200,02	60,02	44,93333
	140	194,94	54,94	
	140	159,84	19,84	
D	140	182,56	42,56	45,63333
	140	194,22	54,22	
	140	180,12	40,12	
E	140	180,8	40,8	52,34333
	140	215,43	75,43	
	140	180,8	40,8	

Keterangan :

* = Plat uji berukuran 10 x 14 mm

A = Variasi waktu deposisi 0 menit

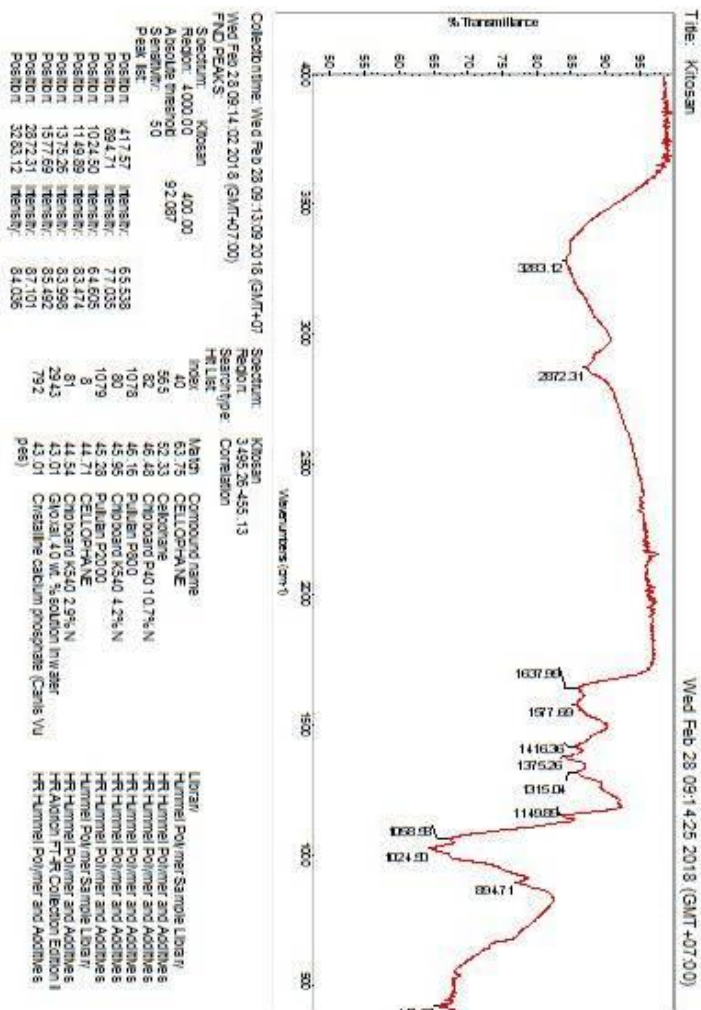
B = Variasi waktu deposisi 5 menit

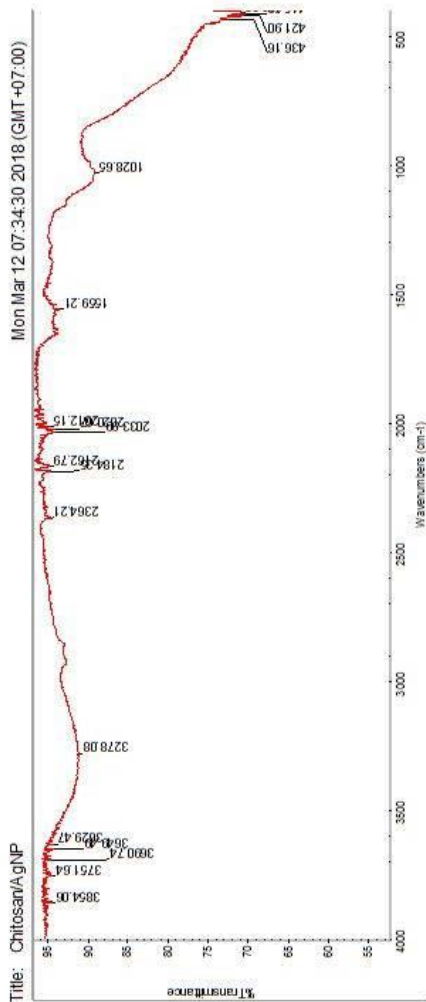
C = Variasi waktu deposisi 10 menit

D = Variasi waktu deposisi 15 menit

E = Variasi waktu deposisi 20 menit

xlvii





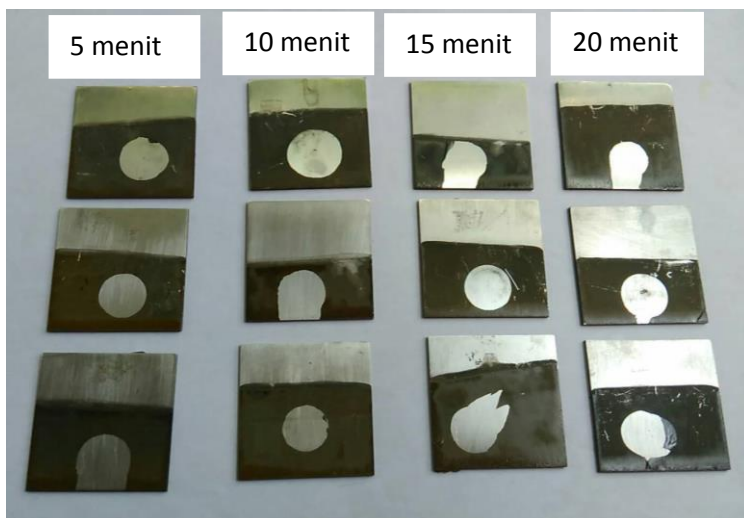
Collection time: Mon Mar 12 07:32:54 2018 (GMT+07:00)

Spectrum: Chitosan/AgNP

Peak list: 3495.28, 3455.13

Search type	Index	Compound name	Match	Library
IR List	40	CELLOPHANE	37.91	Hummel Polymer Sample Library
	80	CHONDROITIN SULFATE GRADE III SOD	27.96	Sigma Biological Sample Library
	8	CELLOPHANE	27.45	Hummel Polymer Sample Library
	28	STREPTOMYCIN SULFATE	26.51	Sigma Biological Sample Library
	113	OPUM POWDER INKBR	24.70	Georgia State Crime Lab Sample Library
	120	LACTULOSE POWDER (HYDROUS) IN KBR	23.73	Sigma Biological Sample Library
	91	ECMOLOSE (PHARM) 95% PLATES	22.43	Georgia State Crime Lab Sample Library
	92	KANAMYCIN MONO SULFATE FROM STREPT	21.81	Sigma Biological Sample Library
	88	FERREDON TYPE V FROM CLOSTRIDIU	21.81	Sigma Biological Sample Library

LAMPIRAN HASIL PENGUJIAN PULL OFF



waktu (menit)	Kekuatan adhesi (Mpa)			rata-rata (Mpa)
5	1,62	1,13	1,4	1,38
10	2,64	1,87	2,64	2,38
15	2,93	3,01	2,48	2,81
20	3,02	6,61	3,18	4,27

(halaman ini sengaja dikosongkan)

BIODATA PENULIS



Penulis bernama lengkap Hadi Utomo, lahir di Surabaya pada tanggal 23 Januari 1996 dari ayah bernama Supriyono dan ibu bernama Ani Wahyu Ulfiati. Penulis merupakan anak kedua dari 2 bersaudara. Dalam jenjang pendidikan, penulis telah menempuh pendidikan formal di SDN Keputih 245 Surabaya, SMPN 30 Surabaya, lalu SMA IPIEMS Surabaya. Penulis melanjutkan pendidikan di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya di

Departemen Teknik Material ITS melalui jalur SBMPTN 2014. Semasa kuliah, penulis aktif dalam berbagai kegiatan organisasi dan kepanitiaan di kampus antara lain menjadi staff Kewirausahaan Himpunan Mahasiswa Teknik Material dan Metalurgi (HMMT) ITS 2015/2016, Staff Unit Kegiatan Mahasiswa ITS Badminton Community (IBC) 2015/2016, wakil ketua Departemen Kewirausahaan Ashabul Kahfi 2016/2017, Panitia Silver Parade, dan beberapa kepanitiaan di kampus. Penulis juga mengikuti beberapa pelatihan seperti Pelatihan Jurnalistik Tingkat Dasar, Pelatihan Karya Tulis Ilmiah, Pelatihan LKMM pra TD, dan pelatihan lainnya yang diselenggarakan di kampus. Penulis pernah melakukan kerja praktik di PT.TIMAH selama satu bulan.

(halaman ini sengaja dikosongkan)